

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікро- та наноелектроніки
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)

“ ” _____ 2020 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

з напрямку підготовки

6.050801 Мікро-та наноелектроніка
(код і назва)

на тему: Мікроелектронні первинні перетворювачі для апарату штучної
вентиляції легень

Виконав: студент 4 курсу, групи ДП-62
(шифр групи)

Тихоненко Михайло Валерійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доц. к.т.н. Лупина Борис Іванович
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант з нормоконтролю проф., к.т.н., доц.. Орлов А.Т.

Консультант з інформаційних питань доц.. к.т.н., Діденко Ю.В.

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020 р.

Завдання на дипломну роботу

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Інститут/факультет

Факультет електроніки
(повна назва)

Кафедра

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність (спеціалізація)

153 Мікро-та наносистемна техніка
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о.завідувача кафедри

_____ Анатолій ОРЛОВ
(підпис) (ініціали, прізвище)

«___» _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ на дипломний проект (роботу) студенту

Тихоненко Михайло Валерійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Мікроелектронні первинні перетворювачі для
апаратів штучної вентиляції легень. _____

керівник проекту (роботи) Луцина Борис Іванович, доцент, к.т.н. _____,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «___» _____ 20__ р. № _____

2. Строк подання студентом проекту (роботи) _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи):

4. Зміст (дипломної роботи) пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити):

- 1) Пошук та ознайомлення з літературними джерелами за темою практики.
- 2) Аналіз основних характеристик апарату штучної вентиляції легень.
- 3) Аналіз метрологічних характеристик первинних перетворювачів для апарату штучної вентиляції легень.

4) Макетування вимірювальних каналів на основі мікроелектронних первинних перетворювачів для апаратів штучної вентиляції легень.

5) Оформлення звіту, формулювання висновків, перевірка, захист.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслень, плакатів, презентацій тощо)

1) Структурна схема апарату ШВЛ

2) Мікроелектронні первинні перетворювачі.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Підпис керівника
1	Пошук та ознайомлення з літературними джерелами за темою практики		
2	Аналіз структурної схеми сучасного апарату штучної вентиляції легень.		
3	Аналіз метрологічних характеристик первинних перетворювачів для апарату штучної вентиляції легень		
4	Макетування вимірювальних каналів на основі мікроелектронних первинних перетворювачів для апаратів штучної вентиляції легень		
5	Оформлення звіту, перевірка, захист		

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту (роботи)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота присвячена мікроелектронним первинним перетворювачам в апаратах штучної вентиляції легень.

Метою роботи є проведення аналізу структурної схеми апарату ШВЛ і його первинних перетворювачів. В роботі розглянуто і проаналізовано канали вимірювання основних характеристик дихальної системи, головні розрахункові параметри респіраторної механіки, класифікації систем ШВЛ. Описано принцип роботи основних вимірювальних каналів, із зазначеними перевагами та недоліками конкретного датчика.

Загальний обсяг роботи складає 67 сторінок, кількість ілюстрацій – 25, таблиць – 1, джерел за переліком посилань – 26.

Ключові слова: мікроелектронний первинний перетворювач об'ємних витрат газу (витратомір), сенсор диференціального тиску, перетворювач хімічного складу повітряної суміші на вміст кисню, перетворювач хімічного складу повітряної суміші на вміст вуглекислого газу, штучна вентиляція легень, респіраторна система, вентиляція позитивним тиском, апное, SpO₂.

ABSTRACT

This thesis is devoted to microelectronic primary transducers in lung mechanical ventilators.

The aim of the work is to analyze the structural diagram of the ventilator and its primary converters (sensors). The respiratory system measurement channels main characteristics, the main calculated parameters of respiratory mechanics, classification of ventilation systems were considered and analyzed. The physical and operation principles of the main measuring channels is described with the specific sensors advantages and disadvantages indication.

The total volume of work is 67 pages, the number of illustrations - 25, tables - 1, sources on the list of links - 26.

Key words: microelectronic primary converter of volumetric gas flow (flow meter), differential pressure sensor, converter of chemical composition of air mixture to oxygen content, converter of chemical composition of air mixture to carbon dioxide content, artificial lung ventilation, respiratory system, ventilation, positive pressure.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	9
Вступ.....	10
1. ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ.....	12
1.1. Класифікація апаратів штучної вентиляції легень	12
1.2. Основні технічні параметри апарату ШВЛ.....	15
1.2.1. Об’єм повітря на вдиху і видиху.....	15
1.2.2. Час, і часові інтервали дихального циклу.....	17
1.2.3. Потік і тиск.....	18
1.3. Рівняння сил для системи “апарат ШВЛ – пацієнт”.....	20
1.4. Основні розрахункові параметри респіраторної механіки.....	21
1.4.1. Опір дихальних шляхів.....	21
1.4.2. Пружність і розтяжність.....	22
1.4.3. Постійна часу.....	22
1.5. Класифікація систем штучної вентиляції легень.....	23
1.5.1. Система з регулюванням встановлених параметрів.....	24
1.5.2. Система з авторегулюванням заданого параметра.....	24
1.5.3. Слідкуюча система регулювання.....	25
1.5.4. Система з адаптивним регулюванням.....	25
1.5.5. Система з оптимальним регулюванням.....	26
1.5.6. Інтелектуальна система регулювання.....	27

1.5.7. Система регулювання за допомогою нейронних мереж....	28
1.6. Висновки до розділу.....	29
2. СТРУКТУРА АПАРАТУ ШВЛ.....	30
2.1. Блок керування.....	31
2.2. Джерело медичних газів.....	32
2.3. Газовий змішувач.....	32
2.4. Зволожувач дихальної суміші.....	33
2.5. Клапани вдиху і видиху.....	35
2.6. Висновки до розділу.....	35
3. КАНАЛИ ВИМІРЮВАННЯ В АПАРАТАХ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНЬ.....	37
3.1. Первинні перетворювачі об'ємних витрат газової суміші	37
3.1.1. Витратомір з гарячим дротом.....	39
3.1.2. Витратомір з діафрагмою.....	42
3.1.3. Пневмотахографічний витратомір.....	43
3.1.4. Ультразвуковий витратомір	45
3.1.5. Волоконно-оптичний датчик потоку.....	51
3.2. Датчики перепаду тиску.....	51
3.3. Датчики кисню.....	53
3.3.1. Парамагнітний сенсор кисню.....	53
3.3.2. Гальванічні сенсори.....	54
3.4. Пульсоксиметр.....	55

3.5. Висновки до розділу.....	57
4. ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА.....	59
4.1. Визначення прокачаних через перетворювач об'ємів шляхом інтегрування.....	59
4.2. Перетворювач швидкості газового потоку	61
ВИСНОВКИ.....	64
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	66

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ВІТ – Відділення інтенсивної терапії

КРС(Кардіо-респіраторна система) – система, що складається з серцево-судинної системи і системи дихання

ШВЛ - штучна вентиляція легень

FIO₂ – об'ємна частка кисню у вдихуваному повітрі.

V_t - дихальний об'єм одного звичайного вдиха або видиха.

MV - хвилинний об'єм – сума дихальних об'ємів за хвилину.

DS – «мертвий» простір – зона дихальної системи, де немає газообміну.

Апнеа (Апноє) – тимчасове припинення дихальних рухів.

ВСТУП

Можливість компенсувати небезпечну для життя недостатність системи дихання - основна функція інтенсивної терапії. Незмінні потреби у забезпеченні ефективного життєзабезпечення з мінімізованим ризиком та оптимізованим комфортом були, є і будуть головними цілями забезпечення механічної вентиляції.

Апарати штучної вентиляції легенів (ШВЛ), якими оснащені всі відділення реанімації та інтенсивної терапії, є основними життєзабезпечуючими приладами. Основна функція апаратів полягає в постачанні в легені пацієнта необхідної для дихання газової суміші та виведення з них вуглекислого газу й інших компонентів повітряної суміші. Вона необхідна для збереження життя пацієнтам в тих випадках, коли вони не здатні дихати самостійно. Крім цього в сучасних апаратах ШВЛ необхідна наявність діагностичних функцій, що дозволяють на ранніх стадіях виявляти розвиток станів, що загрожують життю пацієнта

Механічна вентиляція сприяє рятуванню та утриманню пацієнта з порушенням кардіо-респіраторної системи. З плином часу цілі вентиляційної підтримки були вдосконалені, включаючи не лише ефективне життєзабезпечення, але й мінімізувати можливу травму при виконанні процедури (ятрогенез) та покращити координацію між фізіологічними потребами пацієнта та циклами дихання, що поставляються машиною. Колись це був складний процес, який незмінно вимагав глибокої седації та навіть паралічу для підтримки. Сучасні машини пропонують різноманітні варіанти зменшення навантаження на дихання, поліпшення комфорту та посилення координації.

Хоча примітивні форми штучної вентиляції легенів були запропоновані або реалізовані в першій половині 20-го століття, вентиляція з позитивним

тиском стала повсякденною технологією тільки з появою сучасного відділення інтенсивної терапії на початку 1960-х років. Приблизно в той же час, вентиляційне обладнання перейшло від резервуарів з негативним тиском, які оточували пацієнта, до знайомих апаратів з позитивним тиском, прикріпленим тільки через дихальні шляхи. Спочатку вентилятор або респіратор представляли собою, по суті, двотактний сильфонний насос, за допомогою якого кондиційований газ надходив в легені і видалявся з них [2]. Зараз апарат ШВЛ являє собою високотехнологічний пристрій з різними сенсорами, які допомагають контролювати в реальному часі параметри як пацієнта, так і пристрою. Передові апарати для вентиляції легенів розробляються технологічними гігантами: Dyson, General Motors, MIT та британським консорціумом на чолі з Airbus

1. ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ

Механічна вентиляція легенів людини, що застосовується при повному або частковому порушенні дихальної функції, забезпечує альвеолярну область свіжим повітрям і забезпечує відповідні умови для газообміну в організмі людини. Зазвичай примусова вентиляція використовується для втягування повітря в легені. Позитивний тиск на вході в дихальні шляхи створюється механічним вентилятором, що працює під тиском або регулятором потоку[1].

1.1. Класифікація апаратів ШВЛ

Апарати ШВЛ, що створюють негативний тиск навколо грудної клітини пацієнта для забезпечення вдиху (Negative Pressure Value – NPV).

Апарати ШВЛ, вдуваючі повітря в легені з частотою більше 60 циклів за хвилину(Hight Pressure Value – HFV).

Апарати ШВЛ, вдуваючі повітря в легені з частотою не більше 60 циклів за хвилину (Positive Frequency Ventilation – HFV).

Коли при самостійному диханні порожнина грудної клітки розширюється, тиск повітря в дихальних шляхах стає нижче атмосферного, - виконується вдих повітря, при видиху – навпаки. Таким чином, самостійне дихання – це NPV - negative pressure ventilation, оскільки на вдиху тиск повітря в дихальних шляхах нижче атмосферного.

HFV (high frequency ventilation) – високочастотна ШВЛ, в природі використовується хижаками, які не вміють пітніти (наприклад, собаками). При такому типі дихання, об'єм одного вдиху менше мертвого простору. Газообмін виконується за рахунок безперебійного перемішування повітря.

Апарати ШВЛ, які на сьогоднішній день знаходяться у відділеннях інтенсивної терапії (ВІТ), використовують принцип PPV (positive pressure

ventilation) – тиск повітря в дихальних шляхах пацієнта на вдиху вище атмосферного.

При реалізації режиму роботи апарату ШВЛ можливі наступні комбінації фіксованих пневматичних параметрів:

- **Volume controlled ventilation (VCV)** – режим управління за об'ємом,
- **Pressure controlled ventilation (PCV)** – режим управління за тиском.

При **Volume controlled ventilation (VCV)** апарат ШВЛ, незважаючи на обструктивні і рестриктивні зміни в респіраторній системі пацієнта, за встановлений час вкачує в легені пацієнта заданий об'єм газової суміші (Tidal volume). Графічні відображення вдиху при управлінні потоком і при управлінні об'ємом однакові. При VCV є загроза критичного підвищення тиску в дихальній системі. Спосіб управління за об'ємом зручний для лікаря тим, що встановивши дихальний об'єм (ДО) і хвилинний об'єм дихання (ХОД), в ряді випадків ми можемо сподіватися, що адекватно замістили втрачену функцію дихання.

Недоліки управління за об'ємом:

1. При управлінні за об'ємом можливі тільки примусові (**Mandatory**) вдихи.
2. Складно синхронізувати роботу апарату ШВЛ з дихальною активністю пацієнта.
3. При управлінні за об'ємом баротравма і волюмотравма зустрічаються частіше, ніж в інших режимах.

При **Pressure controlled ventilation (PCV)** - способом управління є зміна тиску (Pressure) і часу вдиху (Inspiratory flow time). Коли апарат ШВЛ управляє вдихом «по тиску», він реагує на показання манометра і відкриває клапан вдиху наскільки потрібно для підтримки заданого тиску в контурі апарату ШВЛ. При такому способі управління вдихом дихальний об'єм (Tidal volume) буде

залежати від величини тиску і часу вдиху з одного боку і від Resistance (опору дихальних шляхів) і Compliance (податливості легенів і грудної клітини) - з іншого. При PCV апарат ШВЛ протягом часу вдиху (Inspiratory flow time) підтримує заданий тиск в дихальних шляхах і не контролює, який дихальний об'єм (Tidal volume) був доставлений пацієнтові.

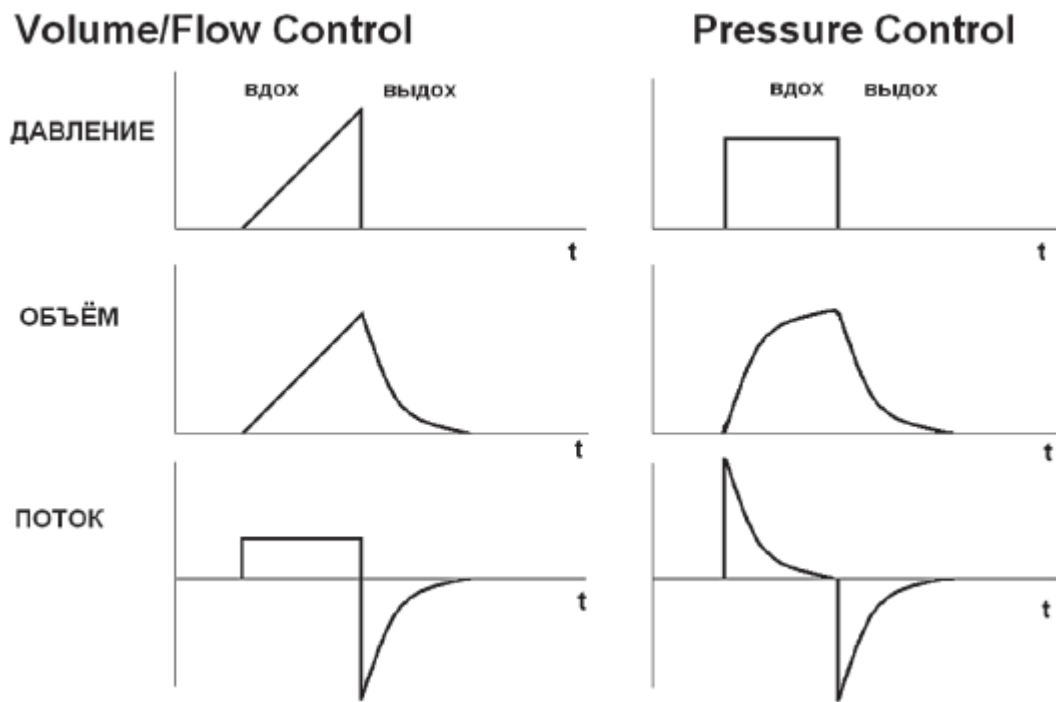


Рис. 1.1 Режими примусової вентиляції з контролем об'єму (зліва) та тиску (справа).

Переваги режиму управління по тиску (PCV):

1. Більша захищеність пацієнта від баротравми і волюмотравма.
2. При управлінні по тиску можливі спонтанні (Spontaneous) вдихи.
3. При управлінні по тиску можлива синхронізація роботи апарату ШВЛ з будь спонтанної дихальної активністю пацієнта.

Недоліки режиму: при PCV наявні ризики недодати хвилинний об'єм вентиляції в разі підвищення резистансу і / або зниження комплайнсу. Накопичення клінічного досвіду довело, що PC безпечніше VC, оскільки спосіб управління апаратом ШВЛ змушує лікаря піклуватися, в першу чергу, про те,

під яким тиском повітря буде входити в легені і за який проміжок часу (на відміну від РС, при ВС лікар спочатку думає про ДО та ХОД, а потім дивиться, як це реалізується).

1.2. Основні технічні параметри апарату ШВЛ

Основна відмінність між фізіологічним диханням людини та примусовою ШВЛ полягає у фазі вдиху. При звичному диханні людиною внутрішній об'єм грудної клітки збільшується за рахунок скорочення дихальних м'язів. Це формує в легенях від'ємний тиск по відношенню до атмосферного, повітря в результаті всмоктується всередину. У штучній вентиляції — зворотний принцип: механічний вентилятор створює позитивний тиск і примусово подає дихальну суміш у легені. Апарати ШВЛ мають різні режими вентиляції легень, які використовуються залежно від конкретної ситуації і частково описані вище.

1.2.1 Об'єм повітря на вдиху і видиху

В умовах спонтанного дихання і ШВЛ при тиску, близькому до нормального (атмосферного) одиниці об'єму використовуються для оцінки кількості газу (хоча об'єм — геометрична міра простору). В респіраторній механіці об'єми традиційно вимірюють у літрах або мілілітрах. Для опису об'єму використовується три параметри: простір(volume); ємність (capacity); об'єм (volume) [4].

При спокійному диханні людина вдихає і видихає близько 500 мл (від 300 до 800 мл) повітря, цей обсяг повітря називається дихальним об'ємом. Крім звичайного дихального обсягу при максимально глибокому вдиху людина може вдихнути ще приблизно 3000 мл повітря - це резервний об'єм вдиху. Після звичайного спокійного видиху звичайний здорова людина напруженою м'язів видиху здатний «видавити» з легких ще близько 1300 мл повітря - це резервний об'єм видиху.

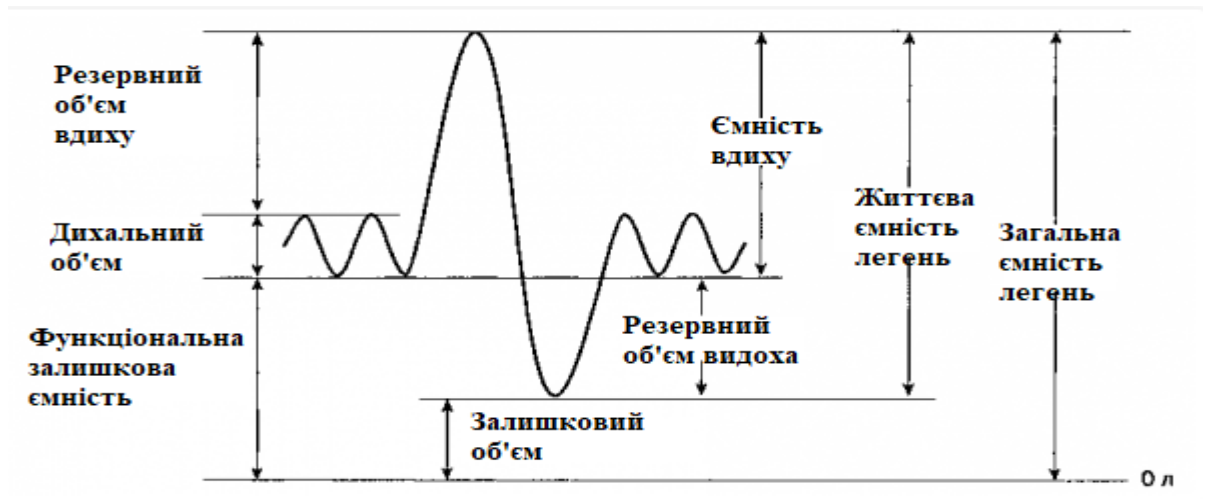


Рисунок 1.2. Дихальні об'єми і ємності[3]

Сума зазначених об'ємів становить життєву ємність легенів (ЖЕЛ): 500 мл + 3000 мл + 1300 мл = 4800 мл.

Дихальний об'єм - кількісне вираження глибини дихання. Життєва ємність легень, визначає собою максимальний об'єм повітря, який може бути введений або виведений з легень протягом одного вдишу або видиху. Середня життєва ємність легень у чоловіків становить 4000 - 5500 мл, у жінок - 3000 - 4500 мл.

Після максимального глибокого видиху в легенях залишається близько 1200 мл повітря. Це - залишковий об'єм.

Максимальна кількість повітря, яке може перебувати в легких, називається загальною ємністю легень, вона дорівнює сумі залишкового об'єму і життєвої ємності легень (у використаному прикладі: 1200 мл + 4800 мл = 6000 мл).

Об'єм повітря, що знаходиться в легенях в кінці спокійного видиху (при розслабленій дихальній мускулатурі) називається функціональною залишковою ємністю легень. Вона дорівнює сумі залишкового об'єму і резервного об'єму видиху (у використаному прикладі: 1200 мл + 1300 мл = 2500 мл).

Вентиляція легень визначається об'ємом повітря, що вдихається або видихається в одиницю часу. Зазвичай вимірюють хвилинний об'єм дихання. Вентиляція легень залежить від глибини і частоти дихання, яка в стані спокою становить від 12 до 18 вдихів в хвилину. Хвилинний об'єм дихання дорівнює добутку дихального обсягу на частоту дихання, тобто приблизно 6-9 л.

1.2.2. Час, і часові інтервали дихального циклу

В респіраторній механіці розглядають тривалість вдиху (Inspiratory time) і тривалість видиху (Expiratory time). Вдих характеризується позитивним потоком в дихальних шляхах, під час якого повітря надходить в легені, дихальний об'єм при цьому збільшується. Вдих закінчується при зменшенні позитивного потоку до нуля. Видих характеризується негативним виходом в дихальних шляхах, при якому повітря виходить з легень, а дихальний об'єм зменшується до нуля.

Вдих за тривалістю поділяється на дві частини – “Inspiratory flow time” і “Inspiratory pause”. Інспіраторна пауза характеризується періодом нульового потоку між кінцем вдиху та початком видиху, об'єм повітря при цьому не змінюється. Інспіраторна пауза присутня тільки при вимушених режимах штучної вентиляції. Для спонтанного дихання – це затримка дихання на висоті вдиху. У деяких режимах ШВЛ інспіраторна пауза відсутня

Видих також поділяється на дві частини – “Expiratory flow time” і “Expiratory pause”. Експіраторна пауза - це часовий проміжок, коли потік повітря із легень вже не надходить, а вдих ще не почався. Якщо не повідомити апарату ШВЛ, скільки буде тривати експіраторна пауза, то він оголосить тривогу і почне рятувати пацієнта. В деяких режимах ШВЛ експіраторна пауза відсутня.[4]

1.2.3. Потік і тиск

Потік або об'ємні витрати \dot{V} – це швидкість зміни об'єму. В респіраторній механіці цей параметр вимірюється в літрах за хвилину [л/хв].

$$\dot{V} = V_T/T_i \quad (1.1),$$

де T_i – тривалість вдиху, V_T – дихальний об'єм

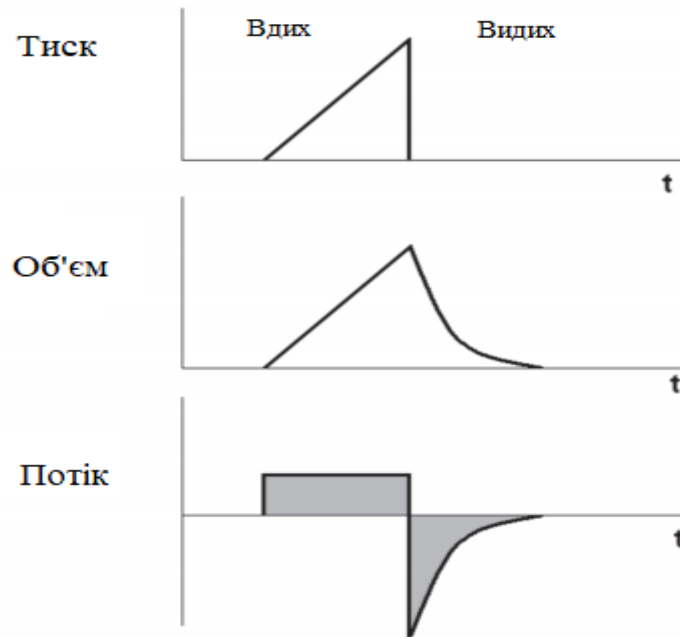


Рисунок 1.3. Взаємозв'язок між тиском, потоком та об'ємом, який використовується при задаванні та описі режимів вентиляції [4].

Тиск в дихальних шляхах вимірюють в сантиметрах водного стовпа (см H_2O) і в мілібарах (mbar або мбар). Вдох (як і вітер) створюється різницею тисків в середовищі – тобто градієнтом тиску.

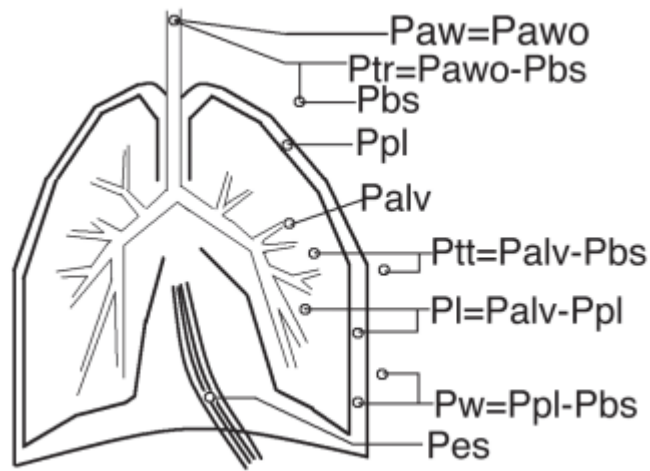


Рисунок 1.4. Тиск в різних зонах дихальної системи [4].

Тиск:

P_{aw} – тиск в дихальних шляхах

P_{bs} – тиск на поверхні тіла

P_{pl} – плевральний тиск

P_{alv} – альвеолярний тиск

P_{es} – тиск стравоходу

Диференціальний (різницевий) тиск (транс - просторовий):

P_{tr} – трансреспіраторний тиск $P_{tr} = P_{aw} - P_{bs}$

P_{tt} – трансторакальний тиск $P_{tt} = P_{alv} - P_{bs}$

P_l – транспульмональний тиск $P_l = P_{alv} - P_{pl}$

P_w – трансмуральний тиск $P_w = P_{pl} - P_{bs}$

Головною рушійною силою, що дозволяє зробити вдих, є різниця тисків на вході в дихальні шляхи (P_{awo} - pressure airway opening) і тиск в тому місці, де дихальні шляхи закінчуються, тобто в альвеолах (P_{alv}). В альвеолах технічно важко поміряти тиск. Тому для оцінки дихальних зусиль на спонтанному диханні оцінюють різницю між стравохідним тиском (P_{es}) (при дотриманні

умов вимірювання він рівний плевральному (P_{pl})), і тиском на вході в дихальні шляхи (P_{awo}) [6].

При керуванні апаратом ШВЛ найбільш доступним і інформаційним являється різниця між тиском в дихальних шляхах (P_{aw}) і тиском на поверхні тіла (P_{bs} - pressure body surface).

1.3. Рівняння сил для системи “апарат ШВЛ – пацієнт”.

Тиск є результатом дії сили, з якою тканини легенів і грудної клітини протидіють об'єму, що вводиться в дихальні шляхи пацієнта примусово ззовні апаратом ШВЛ (за третім законом Ньютона : «сила дії дорівнює силі протидії»).

В тому випадку, якщо апарат ШВЛ здійснює вдих синхронно с дихальними спробами пацієнта, тиск, спричинений апаратом ШВЛ (P_{vent}), додається до м'язових зусиль пацієнта (P_{mus}) для подолання пружності легень і грудної клітки (elastance) і опору (resistance) потоку повітря в дихальних шляхах (1.2):

$$P_{mus}(\text{мбар}) + P_{vent}(\text{мбар}) = E(\text{мбар/мл}) \times V(\text{мл}) + R(\text{мбар/л/хв}) \times \dot{V}(\text{л/хв}) \quad (1.2),$$

де E – пружність легень, V – об'єм легень, R – опір легень, \dot{V} - потік.

Розмірність E – elastance (пружність) [мбар/мл] показує на скільки мілібар зростає тиск в резервуарі при зміні вхідного об'єму на одиницю [мбар/мл]; R – resistance, опір потоку повітря, що проходить через дихальні шляхи (мбар/(л/хв.)).

Рівняння сил (1.2) дає розуміння того, що:

- Будь-який апарат ШВЛ типу PPV(вентиляція з позитивним тиском), може керувати одномоментно тільки одним із змінних параметрів, які входять в рівняння (1.2). Тому існує три способи керування вдихом: контроль по тиску (pressure control - PC), контроль об'єму (volume control - VC) та контроль

поток (flow control). Реалізація варіанту вдиху із трьох зазначених залежить від конструкції апарату ШВЛ і обраного режиму.

- На основі рівняння сил створені інтелектуальні програми керування апаратом ШВЛ, завдяки яким апарат може розраховувати показники респіраторної механіки, а саме: compliance (розтяжність), airway resistance R_{aw} (опір дихальних шляхів), time constant (постійна часу τ).

1.4. Основні розрахункові параметри респіраторної механіки

1.4.1. Опір дихальних шляхів (airway resistance R_{aw}).

Фізичний зміст опору дихальних шляхів показує, яким повинен бути надлишковий (диференціальний нагнітаючий) тиск в даній системі, щоб забезпечувати потік 1 літр в секунду. Нормою для здорової людини являється 0,6-2,4 смH₂O/(Л/сек).

Сучасному апарату ШВЛ нескладно розрахувати resistance, для цього у нього є датчики тиску і потоку. Для розрахунку resistance апарат ШВЛ ділить різницю максимального тиску вдиху (PIP) і тиску плато вдиху ($P_{plateau}$) на потік (\dot{V}):

$$R_{aw} = (PIP - P_{plateau}) / \dot{V} \quad (1.3).$$

Респіраторна механіка розглядає опір дихальних шляхів повітряному потоку. Опір (airway resistance) залежить від довжини, діаметру і прохідності дихальних шляхів, ендотрахеальної трубки і дихального контуру апарату ШВЛ. Опір потоку зростає, зокрема, якщо відбувається накопичення і затримка мокротиння в дихальних шляхах, на стінках ендотрахеальної трубки, скупчення конденсату в шлангах дихального контуру або деформація (перегин) будь-якої з трубок. Опір дихальних шляхів зростає при всіх хронічних і гострих обструктивних захворюваннях легенів, що призводять до зменшення діаметра повітроносних шляхів. Відповідно до закону Гагена-Пуазейля, при зменшенні

діаметра трубки вдвічі для забезпечення того ж потоку градієнт тисків, що створює цей потік (нагнітає тиск), повинен бути збільшений в 16 разів (залежність визначається четвертим ступенем діаметра труби). Важливо мати на увазі, що опір всієї системи визначається зоною максимального опору (найвужчим місцем) [4].

1.4.2. Пружність (elastance) і розтяжність (compliance).

Пружність - це здатність фізичного тіла при деформації зберігати додаткові зусилля, а при відновленні форми - повертати це зусилля. Найбільш наочно ця властивість проявляється у сталевих пружин чи гумових виробів. Фахівці з ШВЛ при налаштування і тестування апаратів в якості моделі легень використовують гумовий мішок. Пружність дихальної системи позначається символом E . Розмірність пружності [мбар/мл]; це означає: на скільки мілібар слід підняти тиск в системі, щоб прокачаний об'єм збільшився на 1 мл.

Розмірність розтяжності (комплайнса compliance) – [мл/мбар] показує, на скільки мілілітрів збільшується об'єм при підвищенні тиску на 1 мілібар. В реальній клінічній ситуації у пацієнта на ШВЛ вимірюють комплайнс респіраторної системи - тобто легень і грудної клітини разом. Для позначення комплайнса використовують символи: C_{rs} (compliance respiratory system) - комплайнс дихальної системи і C_{st} (compliance static) - комплайнс статичний, це синоніми. Для того, щоб розрахувати статичний комплайнс, апарат ШВЛ ділить дихальний об'єм на тиск в момент інспіраторної паузи (немає потоку - немає динамічної складової резистансу) [5].

1.4.3 Постійна часу

Постійна часу (Time constant) – це розрахунковий параметр, що є результатом множення комплайнса на резистанс:

$$\tau = C_{st} \times R_{aw} \quad (1.4).$$

Постійна часу одночасно відображає еластичні властивості дихальної системи та опір дихальних шляхів. У всіх людей τ змінюється в широкому діапазоні.

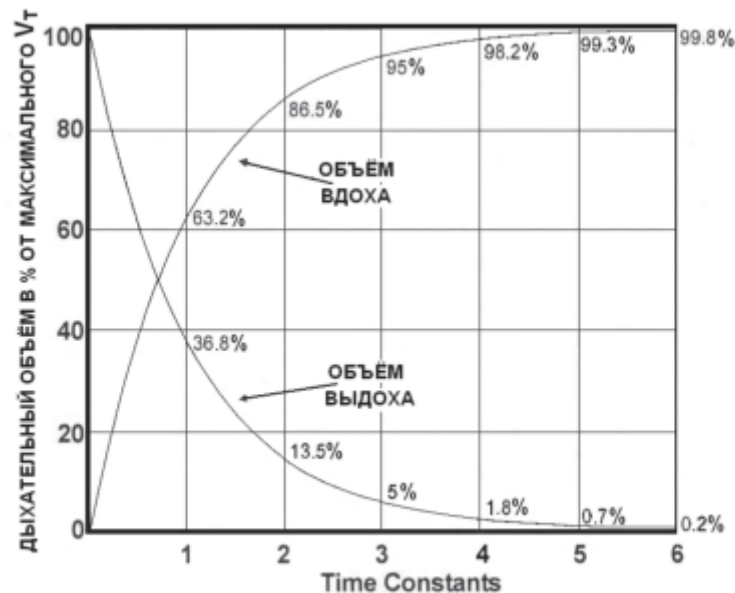


Рисунок 1.5. Постійна часу вдиху і видиху.[4]

На Рис.1.3. показано залежність процентної величини дихального об'єму, від часу при постійному тиску вдиху або пасивному видиху. При видиху після закінчення часу в 1τ пацієнт встигає видихнути 63% дихального обсягу, за час 2τ - 87%, а за час 3τ - 95% дихального об'єму. При вдиху з постійним тиском ця залежність аналогічна [4].

1.5. Класифікація систем штучної вентиляції легень.

На сьогоднішній день на ринку медичної техніки присутні багато апаратів ШВЛ, які побудовані за різними принципами. Кращими вважаються системи з адаптивними алгоритмами керування, які можуть пристосовуватися до постійних змін дихальної системи пацієнта. В основу побудови систем адаптивної штучної вентиляції легень покладено принцип системи із інформаційним зворотнім зв'язком, яка контролює цільові параметри режиму

вентиляції в залежності від показників дихання пацієнта [7]. Ранні вентилятори використовували прості механічні компоненти для систем управління. Сьогоднішні мікропроцесорні апаратно-програмні системи дозволяють набагато більш точно і гнучко динамічно управляти змінними дихання, що призвело до реалізації в одному апараті ШВЛ широкого спектру режимів вентиляції.

1.5.1 Система з регулюванням встановлених параметрів (Setpoint control).

Суть системи полягає в тому, що оператор встановлює максимальне значення однієї контрольованої величини, апарат її реалізує і паралельно веде контроль за двома іншими параметрами. Даний режим на сьогоднішній день підтримують всі апарати ШВЛ. Структурна схема такого апарату наведена нижче.

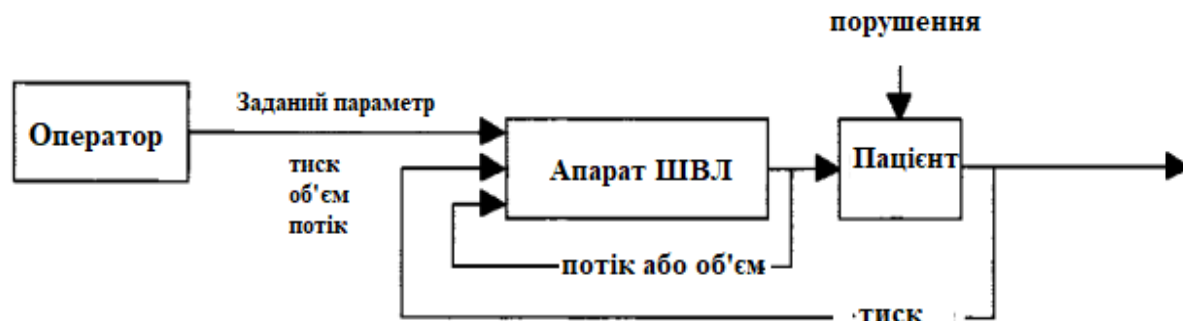


Рисунок 1.6. Система з регулюванням встановлених параметрів.

1.5.2. Система з авторегулюванням заданого параметра (Auto-Setpoint Control).

Система автоматичного керування заданого параметра - це більш досконала версія системи “setpoint control”. Система підтримує заданий оператором параметр, проте може перемикатися на більш важливий параметр у відповідності до встановленого пріоритету . Наприклад, може починатися

керований тиском вдих, але потім автоматично перемикається на підтримку потоку для забезпечення заданого хвилинного об'єму.

1.5.3. Слідкуюча система регулювання (Servo Control) (Рис. 1.7).

Система регулювання відтворює параметр вихідної величини, що довільно змінюється. Це робить можливим не тільки штучну примусову вентиляцію, а й підтримку власних дихальних спроб пацієнта. В системі з даною структурою регулювання реалізовується режим вентиляції PAV (Proportional Assist Ventilation), який передбачає постійну взаємодію з пацієнтом і оцінку стану його дихальної системи. Цей режим має ряд переваг, зокрема, підлаштовуючись під пацієнта, дозволяє врахувати при виборі параметрів вентиляції його самостійні дихальні спроби. Існує можливість обирати максимальний тиск, час вдиху, час видиху та хвилинний об'єм. Суттєвими недоліками такої системи є ризики виникнення баротравм у разі неправильного визначення еластансу та резистивності дихальних шляхів [7].

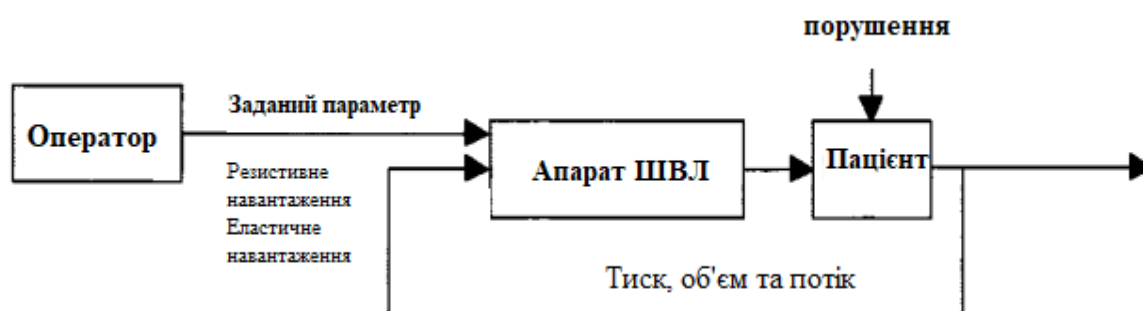


Рисунок 1.7. Слідкуюча система регулювання.

1.5.4. Система з адаптивним регулюванням (Adaptive Control)

Адаптивне регулювання означає автоматичне налаштування одного параметра для підтримки іншого, обраного оператором (рис. 1.8). Одним з перших прикладів режиму, в якому використовувалося адаптивне керування, був регулятор з регульованим тиском – апарат Siemens Servo. Адаптивне управління - це еволюційний етап, оскільки він дозволяє апарату ШВЛ

визначати рівень встановленого параметра незалежно від оператора. Керування заданим параметром працює на стадії вдиху, тоді як адаптивне регулювання вводить ще один цикл зворотного зв'язку, яка працює між вдихами. Саме другий цикл зворотного зв'язку викликав термін «подвійне управління». Зворотній зв'язок дихального об'єму, що видихається, дозволяє апарату штучного дихання адаптуватися до змін в механіці легень пацієнта. Адаптивне управління було реалізоване як спосіб для вентилятора автоматично налаштовувати межу тиску вдиху, заданого оператором, і об'єму за кількість вдихів.

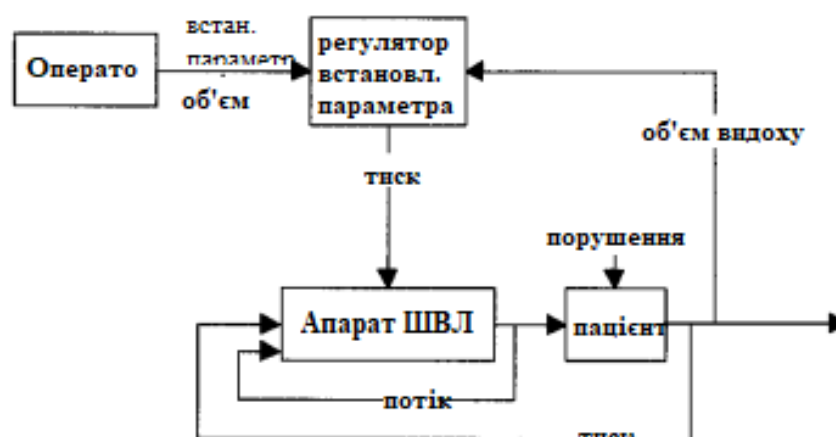


Рисунок 1.8. Система з адаптивним регулюванням.

1.5.5. Система з оптимальним регулюванням (Optimal Control)

Оптимальне керування ще більше розширює можливості адаптивного, дозволяючи вентилятору встановлювати задані значення об'єму і тиску (рис. 1.9). Оптимальне керування бере свою назву від факту, що математична модель використовується для того, щоб знайти найкраще (в даному випадку мінімальне) значення деяких виконавчих функцій. Hamilton Galileo - єдиний вентилятор з цією функцією. Це дозволяє апарату ШВЛ виконувати всі наступні регулювання після того, як оператор встановить цільовий хвилинний об'єм. Знову оператор відійшов ще на крок від прямого контролю дихання.

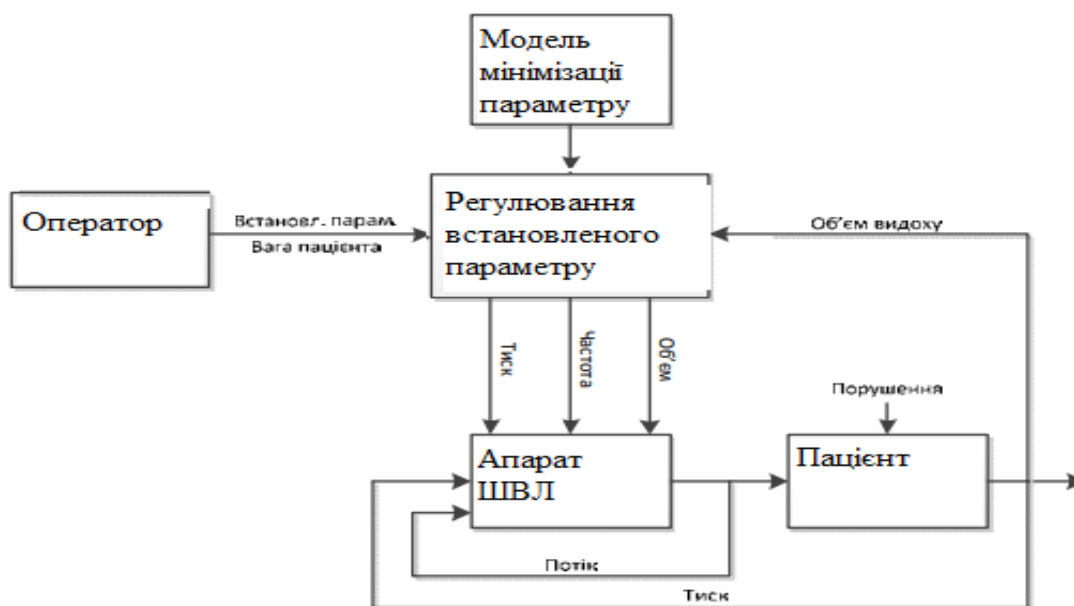


Рисунок 1.9. Система з оптимальним регулюванням.

1.5.6. Інтелектуальна система регулювання (Knowledge-Based Control)

Інтелектуальна система регулювання є ще одним еволюційним кроком вперед в ускладненні алгоритму керування апаратом ШВЛ. При визначенні параметрів вентиляції вона використовує зворотні зв'язки за показниками, які дають більш чітке уявлення не тільки про стан легеневої механіки пацієнта, а й про ефективність газообміну в його організмі. Ще більш складний підхід поєднував базу знань з нечіткою логікою. У цій системі керування вентилятор використовував як миттєві вимірювання фізіологічних показників (наприклад, частоти дихання і насичення киснем), так і швидкості їх зміни. Варто звернути увагу, що інтелектуальна система не контролювала безпосередньо апарат ШВЛ, а робила пропозиції для оператора. У теорії, звичайно, оператор може бути виключений з контролю процесу керування.

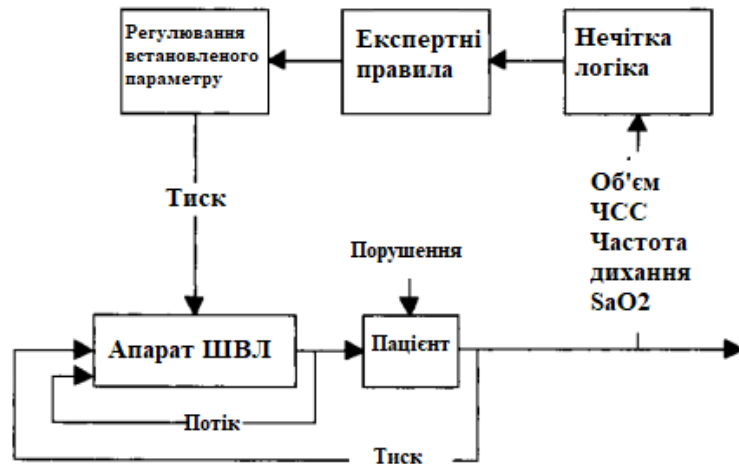


Рисунок 1.10. Інтелектуальна система регулювання.

1.5.7. Система регулювання за допомогою нейронних мереж (Artificial Neural-Net Control).

Знову ж, ця експериментальна система не може безпосередньо керувати апаратом ШВЛ, але може виступати в якості рекомендацій при прийнятті рішення оператором. Рекомендації базуються на основі вимірних характеристик дихання пацієнта. Головною перевагою нейронної мережі є те, що вона здатна до самостійного навчання і вдосконалення. Тобто, вона так само як і лікар, що керує апаратом, набуває досвіду і потім робить свої висновки. Але є і мінуси даної системи: коли виникає нестандартна ситуація, невідомо, за якими принципами нейронна мережа приймає рішення щодо рекомендації тих чи інших параметрів та режимів, що можуть бути небезпечними для пацієнта [6].

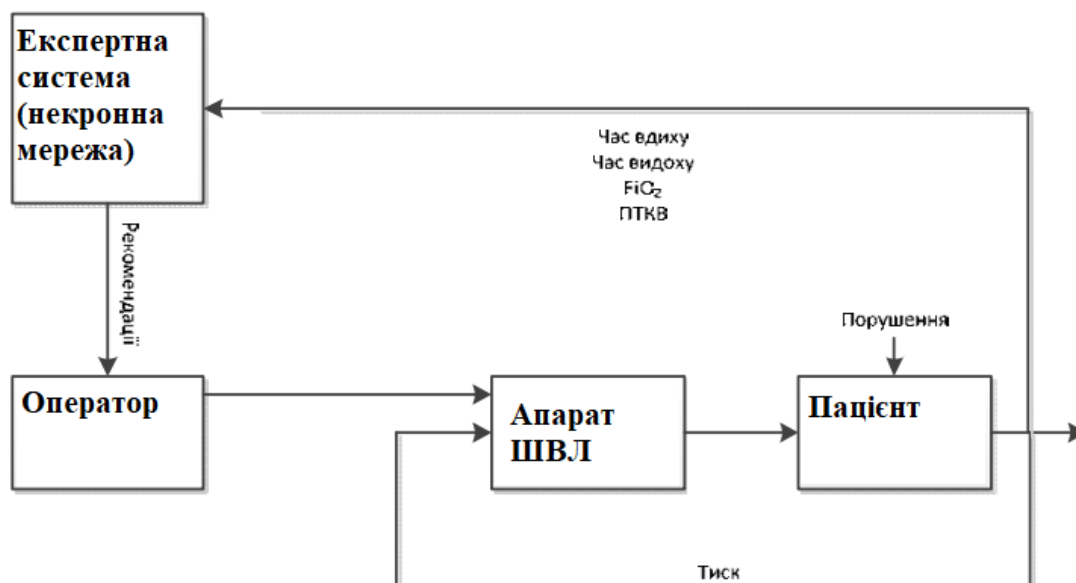


Рисунок 1.9. Система регулювання за допомогою нейронних мереж

1.6. Висновки до розділу.

В даному розділі було розглянуто принцип роботи апарату ШВЛ, його основні характеристики і головні розрахункові параметри. Також були розглянуті системи керування апаратом з відповідними ілюстраціями. Схеми управління вентилятором мають ієрархію еволюційної складності. На самому базовому рівні контроль зосереджений на тому, що відбувається в одному дихальному циклі. Можна назвати це тактичним управлінням, при якому існує пряма потреба оператора у введенні статичних даних. Наступний рівень можна назвати стратегічним контролем, в якому установки динамічні (в тому сенсі, що вони можуть автоматично регулюватися вентилятором в залежності від моделі необхідної продуктивності). Найвищий рівень контролю - це те, що можна вважати інтелектуальним керуванням, в якому оператор може бути повністю виключений із процесу підтримання оптимального режиму штучної вентиляції. Для таких апаратів ШВЛ дозволені не тільки динамічні установки, а й динамічні моделі бажаної продуктивності.

2. СТРУКТУРА АПАРАТУ ШВЛ

В сучасних механічних вентиляторах всі відповідні параметри вентиляції (тиск, об'ємні витрати газових сумішей, їх вологість та хімічний склад на вдиху і видиху, SpO_2 і FIO_2) вимірюються відповідними, переважно мікроелектронними, первинними перетворювачами (сенсорами, датчиками), які надають інформацію блоку управління, щоб в реальному часі регулювати клапанами / турбінами для забезпечення бажаного і безпечного для пацієнта оптимального режиму вентиляції.

Апарат ШВЛ складається з наступних складових частин (рис. 2.1.):

- Блок керування;
- Джерело медичних газів;
- Змішувач медичних газів;
- Пристрій для зволоження і очищення дихальної суміші;
- Дихальний контур з клапанами вдиху і видиху;
- Датчики контролю потоку і тиску.

Основне завдання апарату ШВЛ (механічного респіратору) полягає в змішуванні заданих пропорцій повітря і кисню, очищенні і зволоженні їх, подачі під позитивним тиском в дихальні шляхи хворого згідно певного алгоритму. При цьому апарат ШВЛ повинен здійснювати контроль безпеки всіх виконаних ним дій [8].

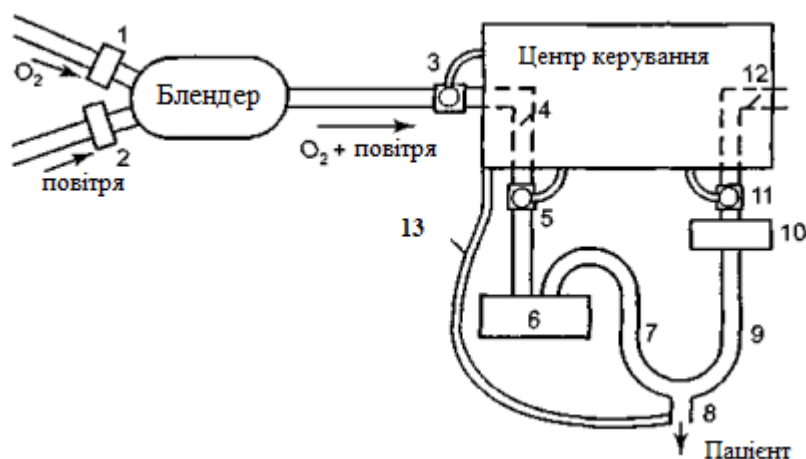


Рисунок 2.1. Схема апарату ШВЛ з активним зволоженням і датчиками потоку: 1, 2 – фільтр очищення газів; 3 – кисневий датчик; 4 – клапан вдиху; 5 – додатковий датчик потоку; 6 – активний зволожувач; 7 – коліно вдиху дихального контуру; 8 – Y-подібне з'єднання дихального контуру з інтубаційною трубкою; 9 – коліно видиху дихального контуру; 10 – фільтр очищення видихуваного повітря; 11 – головний датчик потоку; 12 – клапан видиху; 13 – магістраль небулайзера; [8].

2.1. Блок керування

В сучасних апаратах ШВЛ блок керування складається з декількох мікропроцесорів. Ці мікропроцесори можуть забезпечувати дуже складні функції, які можна легко змінювати, вибираючи різні програми, що дозволяє сучасному механічному вентилятору ШВЛ швидко змінювати свою поведінку (наприклад, переходячи від регулювання об'єму до управління тиском або режиму допоміжної вентиляції, просто вибираючи інший алгоритми управління, що виконуються пристроєм). Крім того, мікропроцесори дозволяють здійснювати складну обробку сигналів вимірювань, які забезпечуються первинними перетворювачами - сенсорами, що призводить не тільки до підвищення точності вимірювань і більшого придушення шумів і артефактів, але також до генерації нової інформації шляхом відповідного обчислення і інтегрування декількох змінних. Крім того, ця розширена

інформація може використовуватися самим вентилятором для оптимізації параметрів вентиляції в залежності від потреб пацієнта, створюючи так звані стратегії вентиляції з «замкнутим контуром» або інтелектуальні режими вентиляції

Задачі блоку керування:

- Контроль роботи сенсорів потоку і об'єму
- Керування роботи клапанів вдиху і видиху
- Реагування на відхилення параметрів від заданих.

2.2. Джерело медичних газів.

Для дихальної суміші потрібні два гази - кисень і азот (повітря). Респіратори простих моделей можуть працювати як при високому тиску медичних газів (3 - 6 атм, або 40 - 80 psi), так і при низькому (менше 1,5 атм, або 20 psi). Складні сучасні апарати, які здійснюють тонке регулювання механічного вдиху, відповідно до мінливих потреб хворого і необхідності точного змішування медичних газів, більш вимогливі до тиску кисню та стисненого повітря. Залежно від конструкції респіратора, діапазон допустимих коливань тиску медичних газів, при яких можливо безперебійне функціонування апарату, може бути різним [1].

2.3 Газовий змішувач (блендер).

Змішування дихальної суміші відбувається завдяки спеціальному пристрою - змішувачу (блендер). Контроль точності роботи блендера і створюваної ним концентрації кисню у дихальній суміші здійснюють двома способами: механічним шляхом за допомогою тарілчастого клапана або за допомогою спеціального кисневого датчика.

Датчик кисню розташований у вихідному газовому порту змішувача і вимірює відсоток кисню, що виходить з камери. Принцип роботи датчика

базується на зміні його фізико-хімічних властивостей залежно від концентрації кисню. Кисневий датчик генерує вихідний сигнал на основі виміряного відсотка кисню. Мікропроцесор, електрично пов'язаний з виходом датчика кисню, порівнює вихідний сигнал датчика кисню з заданим рівнем, який встановлює лікар. Мікропроцесор генерує відповідний сигнал на основі порівняння, яке передається на драйвер схеми. Потім змішувач підтримує заданий процентний склад кисню в суміші. Але якщо заданий рівень кисню становить 30% (нормальний рівень), а детектор кисню виявляє 25%, мікропроцесор направить сигнал до драйвера – відкрити прохід клапана кисню, для підтримання норми. Датчик кисню безперервно контролює підвищення рівня кисню, забезпечуючи стабільний показник в 30% [12].

2.4 Зволожувач дихальної суміші.

Зазвичай вдихуване повітря при вході в дихальні шляхи має кімнатну температуру близько 18-22°C і відносну вологість 45-55%, а перед надходженням в легені його температура зростає до 36-37°C з вологістю 95-100%. При штучній вентиляції легень у пацієнта немає можливості нагріти і зволожити вдихуване повітря, але якщо це не зробити примусово з використанням відповідної функції ШВЛ, виникнуть травми дихальних шляхів і легень. Для уникнення цього і використовують активні зволожувачі повітря.

Всі сучасні стаціонарні апарати ШВЛ оснащені тими або іншими системами одночасного зволоження і зігрівання дихальної суміші. Дихальна суміш, що надходить із камери, обігрівается і зволожується за рахунок підігрітої води. Вода автоматично нагрівається до такої міри, щоб повітря яке ввійде в легені було оптимальної для них температури.

В даний час найбільше поширення отримали зволожувачі з камерою, в якій відбувається нагрів дистильованої до прецизійно регульованого значення, з заданою температурою газової суміші (за принципом зворотного зв'язку від

температурного датчика, розташованого в дистальній частині дихального контуру), як показано на Рис.2.2. [13].

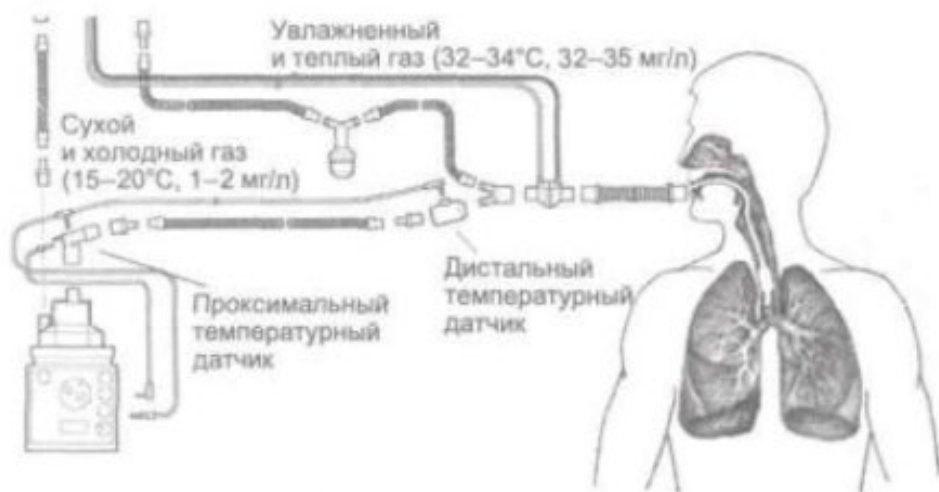


Рисунок 2.2. Система зволоження\нагріву дихальної суміші по прикладу моделі зволожувача дихальних сумішей MR730 [13].

Дихальний контур може мати систему внутрішнього обігріву шлангів. Безумовну перевагу має контур з внутрішнім обігрівом через спеціальний провід на всій довжині шлангів. При наявності контуру без додаткового обігріву, гаряча і насичена вологою дихальна суміш проходить через холодні шланги і втрачає тепло в навколишнє середовище через стінки контуру. При цьому обов'язково відбувається конденсація вологи на внутрішній стінці шлангів (при зниженні температури газу досягається точка роси і знижується його здатність насичуватися вологою). Ось чому такого роду контури повинні проходити через вологозбирач, де збирається конденсат.

У необігріваному контурі відбувається прогресуюче зниження температури і абсолютної вологості при русі газу від камери зволоження до пацієнта. Тому температура, що виходить з камери, повинна бути дуже високою (близько 50°C), щоб в процесі проходження через контур забезпечити прийнятний нагрів суміші, яка безпосередньо надходить до пацієнту (принаймні, до $32-33^{\circ}\text{C}$). За рахунок високої температури в камері відбувається

дуже інтенсивне випаровування води, але основна частина її осідає у вигляді конденсату в контурі і не доходить до хворого.

2.5. Клапани вдиху і видиху.

Надходження дихальної суміші регулюється роботою клапанів вдиху і видиху. У простих моделях респіраторів, функції цих клапанів суміщені конструктивно в одному пристрої, який розташовується на апараті поруч з інтубаційною трубкою і являє собою механічний пелюстковий клапан. Клапан є нереверсивним і дозволяє забезпечити рух повітря: на вдиху в легені хворого, а на видиху - в навколишнє середовище.

У більш складних моделях клапани вдиху і видиху розділені і розташовані біля респіратора. Робота клапана вдиху активно регулюється мікропроцесором респіратора. На відміну від цього, клапан видиху найчастіше пасивний, оскільки він відкривається видихається хворим повітрям і закривається при закінченні видиху. Конструкція клапанів передбачає як використання тепловологообмінника, так і активного зволоження дихальних шляхів за допомогою вбудованого в дихальний контур зволожувача.

Найсучаснішим варіантом є наявність активних клапанів і вдиху, і видиху. В цьому випадку відкриття і закриття клапана видиху регулюються мікропроцесором респіратора окремо від клапана вдиху, що дозволяє зберегти можливість спонтанного дихання хворого під час проведення ШВЛ.

2.6. Висновки до розділу.

В даному розділі було розглянуто головні елементи сучасного апарату ШВЛ, проаналізовано їх функції і можливі комплектації. Будь-який елемент є життєво важливим для пацієнта в аспекті забезпечення можливості нормованої подачі повітряної суміші в межах заданих параметрів. Для газового змішувача потрібен точний контроль подачі пропорцій кисню і повітря спочатку в камеру змішувача і далі в легені пацієнта. Для людини, в якій немає пошкоджень

легень, потрібно забезпечити вміст кисню в суміші близько 30%, а хворому необхідно збільшити цей показник до 50%. На сьогоднішній день апарат ШВЛ може використовувати різні структурні модифікації для контролю за вологістю і температурою, але активна зволожуюча система являється найбільш продуктивнішою з усіх відомих і реалізованих в ШВЛ.

3. КАНАЛИ ВИМІРЮВАННЯ В АПАРАТАХ ШТУЧНОЇ ВЕНТИЛЯЦІЇ ЛЕГЕНЬ.

Широко визнано, що безпечне використання апарату ШВЛ повинно жорстко гарантувати діапазон програмованих параметрів за тиском чи об'ємними витратами, допустимих параметрами дихальної функції конкретного пацієнта. Це природно призводить до висновку, що ці параметри повинні надійно, ретельно і точно контролюватися. Більш того, якщо лікарю пропонується жорстко програмувати ці змінні, ймовірно, слід оцінити методи, використовувані для їх моніторингу, та обмеження цих методів в діапазоні безпечних для пацієнта величин.

3.1. Первинні перетворювачі об'ємних витрат газової суміші.

Використання витратомірів необхідне для точного і безперервного моніторингу як газообміну під час штучної вентиляції, так і функціонального респіраторного моніторингу. Витратоміри повинні точно контролювати дихання пацієнтів або характер потоку механічних вентиляторів. Тобто, виконувати суворі вимоги з точки зору як динамічних (тобто, адекватної частотної характеристики і короткого часу відгуку), так і статичних (тобто, точністю і високою чутливістю до зміни діапазону) метрологічних характеристик. Оскільки перетворювачі часто використовуються для моніторингу пацієнтів під час тривалої вентиляції, вони не повинні мати довготривалого дрейфу характеристики перетворення і чутливості до хімічного складу газової суміші, вмісту конденсаційної пари, температури. Ця проблема є критичною, тому що газова суміш під час штучної вентиляції може набувати суттєвих змін у своєму хімічному складі. Видихуваний пацієнтом газ має високу (близьку до 100%) відносну вологість, що може призвести до конденсації пари на стінках газових каналів і елементах вимірювального перетворювача. Під час інвазивної штучної вентиляції дихальні гази

зволожуються за допомогою пристроїв, розташованих усередині дихального контуру, між вентилятором і пацієнтом, що також може призвести до конденсації.

Комерційні апарати механічної ШВЛ можуть бути оснащеними декількома різними видами витратомірів: вимірювачі з діафрагмою, ультразвукові витратоміри, витратоміри термоанемометричного чи термокондуктометричного типів з гарячим дротяним перетворювачем або мікромеханічним плівковим, пневмотахографи.

Таблиця 1. Тип витратомірів, які використовуються в комерційних механічних вентиляторах [14].

Виробник	Механічний вентилятор Апарат ШВЛ	Принцип роботи
Drager	BabylogR VN500; Evita	Гарячий дровий витратомір
CareFusion	AVEAC Ventilator System 200, 300;	Гарячий дровий витратомір
Covidien	NewportTM e360 Ventilator	Гарячий дровий витратомір
Philips	Respironics V200	Гарячий дровий витратомір
SLE	SLE5000	Гарячий дровий витратомір
Life Medical Equipment Inc	BEAR CUBTM 750vs Infant Ventilator	Гарячий дровий витратомір
CareFusion	Bird 8400ST; Vela	Витратомір з діафрагмою
Hamilton Medical	HAMILTON-C1;-C2;-	Витратомір з

	C3;-T1;-S1;-G5; GALILEO	діафрагмою
eVent Medical	Inspiration Series Ventilator F73, F72, F71	Екранна пневмотахографія
Maquet	Servo Ventilator 900 C/D/E	Екранна пневмотахографія
Maquet	Servo-i Ventilator Siemens;Servo-n;Servo-U	Ультразвуковий витратомір і витратомір з гарячим дротом

3.1.1. Витратометрія з гарячим дротом.

Часто вживаний тип первинного перетворювача газового потоку, який використовується у вентиляторах - це витратомір з гарячим дротом (HWA – Hot Wire Anemometer) (рис. 3.1.). В сучасних мікромеханічних перетворювачах регульований за температурою електропровідний нагрівальний елемент розташований в центрі діелектричної мембрани, стабілізованої за внутрішніми механічними напруженнями, з додатковими сенсорами температури вище і нижче по потоку від центру мембрани відносно напрямку потоку газу. Потік газу над мембраною викликає асиметрію в теплообміні нагрівача, збільшуючи передачу тепла до температурного сенсора, розташованого нижче по потоку, і одночасно зменшуючи теплообмін із сенсором вище по потоку. Результируюча різниця температур сенсорів забезпечує однозначну залежність різниці температур від напрямку і величини газового потоку над мембраною, що і використовується як вимірювальний сигнал. Мікромеханічні термічні сенсори потоку інтегруються в кремнієву мікросхему шляхом анізотропного травлення монокристалічного кремнію з фронтального чи зворотного боку і формування стабілізованої за тиском діелектричної мембрани, яка зазвичай захищена додатковим шаром пасивуючого скла.

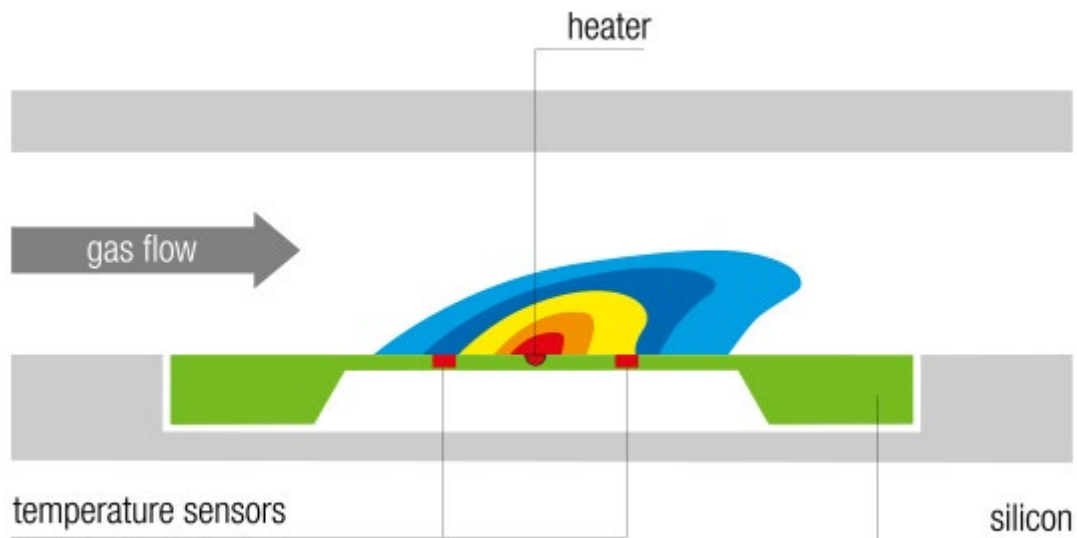


Рисунок 3.1. Мікромеханічний мембранний витратомір з нагрівним елементом (heater) в центральній частині діелектричної мембрани і двома симетрично розташованими температурними сенсорами [20].

З огляду на незначні втрати тепла шляхом теплопровідності по діелектричній мембрані на кремнієвий корпус, нагрівач обмінюється теплом переважно з газом. В стаціонарному стані гарячий нагрівний елемент, поміщений в потік газу з температурою T_f , досягає власної рівноважної температури T_w . В залежності від кількості тепла Джоуля-Ленца і температури потоку, стан рівноваги може бути описаним наступним рівнянням:

$$I^2 \cdot R_f = h_w \cdot S_e \cdot (T_w - T_f) \quad (3.1.)$$

де I - струм, який тече через нагрівач, h_w – коефіцієнт поверхневого теплообміну з газом, S_e - поверхня теплообміну.

Коефіцієнт теплопередачі залежить від геометрії системи, фізичних властивостей газу, швидкості потоку і виражається відповідно до закону Кінга:

$$h_w = A + B \cdot (\rho \cdot v)^n \quad (3.2.)$$

де A і B - дві калібрувальні константи, ρ - густина рідини, v - середня швидкість рідини, а n зазвичай вважається рівною $\frac{1}{2}$.

При роботі одиничного дротяного термоанемометра в режимі постійної температури співвідношення між швидкістю газу і струмом розігрівання I не є лінійним (див. рівняння (3.1.) і (3.2.)), а принцип роботи такого перетворювача не дозволяє визначити напрямок потоку. Це два суттєві недоліки класичної дротяної конструкції теплового витратоміру.

Як описано вище, вхід-вихід НВА нелінійний; зокрема, чим нижче швидкість рідини, тим вище чутливість. Стосовно динамічного відгуку НВА, він не є миттєвим, через теплову інерцію гарячого тіла. При роботі в постійному режимі, сигнал НВА моделюється рівнянням першого порядку, тому сигнал може бути описаний постійною часу $\tau(T)$. Значення постійної часу τ НВА залежить від геометричних властивостей дроту; для типового значення (наприклад, діаметр дроту кілька мкм і довжина дроту близько 1 мм), постійна часу являє собою порядкуу мілісекунди.

Хороший динамічний відгук дозволяє використовувати НВА для контролю газообміну під час високочастотної вентиляції (HFOV) з хорошою точністю. Вплив зміни температури газу і його хімічного складу газу може бути зменшеним деякими стандартними методами, як показано під час HFOV. Ще одне можливе джерело помилки пов'язане з неоднорідним розподілом швидкостей по довжині контуру (формування струменю в потокоформуючому каналі). Комерційно доступні механічні вентилятори (див. Таблицю 1) оснащені НВА, виготовлені з платинових дротів, але деякі дослідницькі групи досліджували можливість розробки НВА інших гарячих тіл, на основі кремнієвої мікроелектромеханічної (MEMS) технології або транзисторних первинних перетворювачів.

3.1.2. Витратомір з діафрагмою.

Серед великої кількості комерційних датчиків, витратоміри з диференціальним тиском є найбільш часто використовуваними в промислових процесах. Вони також широко використовуються в апаратах механічної вентиляції легень і в респіраторному моніторингу. Діафрагмовий витратомір (Рис. 3.2.) (ОМ) складаються з діафрагми, розташованої посеред лінії трубопроводу.

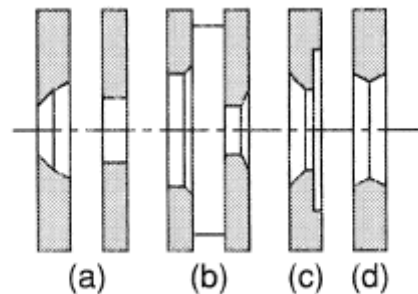


Рисунок 3.2. Діафрагма в витратомірі перепаду тиску [16].

Газ, що протікає через отвір, створює перепад тиску (ΔP) між вхідними і вихідними сторонами пластини - діафрагми. Функція кореневого квадрата, заснована на рівнянні Бернуллі, пов'язує швидкість потоку з ΔP . Співвідношення між Q і ΔP зазвичай досягається шляхом спрощення гіпотез (наприклад, гіпотез про одновимірні потоки і в умовах нев'язкої, ізотермічної рідини), а потім модифікується коефіцієнтами, заснованими на емпіричних даних:[15]

$$Q = N_{vp} \frac{Cd^2Y}{\sqrt{1-\beta^4}} \frac{\sqrt{\rho_{f1}}}{\rho_b} \sqrt{\Delta P} \quad (3.3.),$$

де β - відношення діаметрів, виражене співвідношенням $\beta = d / D$, d - діаметр отвору, D - внутрішній діаметр труби, C - коефіцієнт витрати; Y - коефіцієнт розширення газу; ρ_{f1} - густина газу на вході в умови потоку (кг /

м³); ρ_b - густина газу в базових умовах ($T = 288,15$ К, $P = 101325$ Па) (кг / м³); N_{vp} - коефіцієнт для об'єму потоку з визначенням густини (N_{vp} 169,4 для об'ємної витрати, вираженого в л / хв) [15].

Важлива проблема пов'язана з впливом температури газу і складу газу на вихід ОМ, тому що вони впливають на фізичні характеристики газу, зазначені у (7). Наприклад, підвищення температури визначає збільшення P з урахуванням того ж Q , як детально проаналізовано в [14].

Хоча перетворювачі з діафрагмою мають ряд переваг (наприклад, вони прості конструктивно і технологічно у виготовленні, надійні, точні, легко і надійно стерилізуються і мають хороші динамічні властивості), їх використання в апаратах штучної вентиляції легенів і в респіраторному моніторингу обмежена їх нелінійним відгуком.

3.1.3. Пневмотахографічний витратомір

Екранна пневмотахографія використовує перепад тиску на сітчастому екрані для розрахунку потоку. Цей метод також заснований на перепаді тиску, подібно як для витратоміра з діафрагмою, але замість звуженого діаметру трубки, падіння тиску відбувається через сітчастий екран, який фактично являє собою площину крихітних отворів [17].

Розглянемо найбільш вживаний ламінізуючий перетворювач для пневмотахографа моделі Fleisch (FP) (рис.12А). Такі перетворювачі запропоновані Fleisch на початку дев'яностих. Вони складаються з ряду паралельних капілярних трубок. Потік надходить на потікорезистивний елемент пневмотахометра, що являє собою виготовлену з високою точністю систему капілярних каналів (пучок трубок малого діаметру), орієнтованих вздовж потоку газу. Сітка являє собою масив капілярних трубок, які створюють втрату тиску при проходженні газу через них. Два порти для вимірювання перепаду (диференціального) тиску, один перед екраном інший після, надають можливість подати сигнал на відповідні штуцери винесеного з

вимірюваного потоку сенсору перепаду тиску (перетворювач диференціального тиску на відповідний діапазон). Аналоговий вихід з датчика тиску передається на вхід аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Цифрові сигнали від нього використовуються, щоб дати калібровані вимірювання витрати та об'єму.

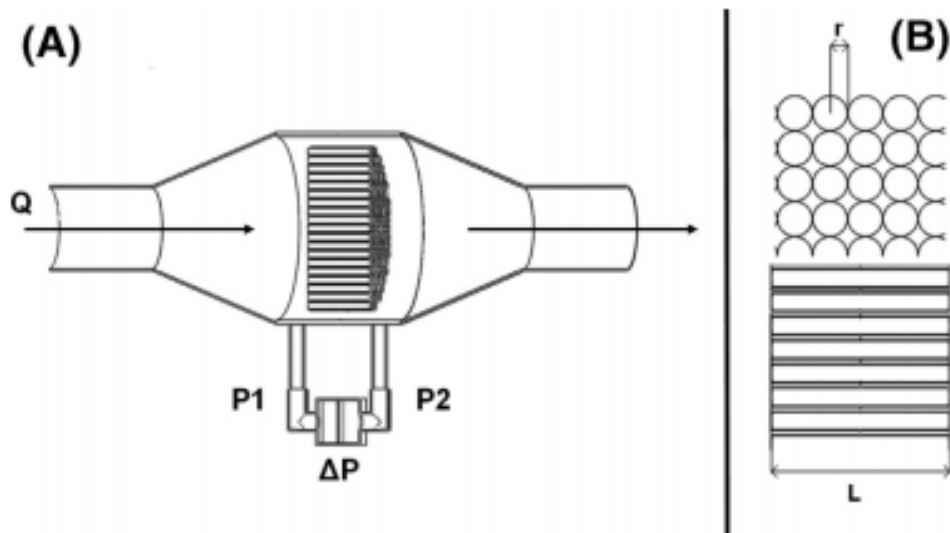


Рисунок 3.3. (А) Конструкція пневмотахографа Fleisch з винесеним сенсором диференціального тиску, (В) Поперечний розріз капілярних трубок [14].

Перепад тиску ΔP в ламінарному режимі сформованого струменя лінійно пов'язаний з об'ємними витратами (поток через основний канал трубки) Q відповідно до закону Гагена - Пуазейля. Лінійна залежність між Q і ΔP залежить від геометрії опору (довжина капіляра L , радіус капіляра r і число капілярів n) і за фізичними характеристиками газу [14]:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \mu \cdot L}{n \cdot \pi \cdot r^4} Q \quad (3.4.)$$

де μ - динамічна в'язкість рідини.

Перш за все, лінійні відносини між P і Q потребують у ламінарному режимі в капілярах (число Рейнольдса нижче 2000):

$$p \cdot r \geq \frac{Q_{\max} \cdot \rho}{1000 \cdot \pi \cdot \eta} \quad (3.5.)$$

де Q_{\max} - максимальне значення потоку, виміряний FP , ρ і η - густина і в'язкість газу відповідно. Оскільки для вимірювання ΔP потрібно вторинний чутливий пристрій, його статичні характеристики (такі як точність, поріг реагування - тобто, найменша зміна в значенні вимірюваної величини, яка відповідно викликає достовірно вимірювану зміну на виході) і діапазон вимірювання ґрунтуються на обґрунтованому виборі адекватного датчик перепаду тиску.

Динамічний відгук FP багато в чому визначається двома параметрами: перший в основному зумовлений фізичними властивостями газу і враховує перетворення швидкості потоку в перепад тиску; другий пов'язаний з реакцією вторинного пристрою та враховує перетворення перепаду тиску спочатку в зміну температури сенсорних елементів вимірювального перетворювача і в наступному - в напругу. Сумарний час такого відгуку становить для сучасних вимірювальних перетворювачів з мікроелектронним (мікромеханічним - МЕМС) сенсором близько 2 – 3 мс [18].

Хороша точність, компактність, в основному лінійний відгук і короткий час відгуку є основними перевагами МЕМС сенсорів. Але метод пневмотахографії вимагає врахування залежності від складу газової суміші і температури потоку, а також відхилення характеристики від лінійності при високій швидкості потоку.

3.1.4. Ультразвуковий витратомір

Найпопулярніші ультразвукові витратоміри засновані на часі прольоту ультразвуку від випромінювача до приймача, де зміна часу проходження через потокове середовище однозначно пов'язана зі швидкістю. Ультразвукові витратоміри є поширеним методом вимірювання потоку, при якому два датчика

використовуються для аналізу часу проходження ультразвукової хвилі через потокове середовище.

Відомі три різних типи ультразвукових витратомірів:

- Перший тип, заснований на передачі ультразвукового сигналу між парами перетворювачів, які аналізують зміни часу проходження, викликані швидкістю проміжного середовища.
- Другий тип використовує ультразвукове виявлення газових вихрів, які генеруються тілом, вміщеним в газ, що протікає. Цей «вихровий принцип» дійсний тільки для одностороннього потоку газу, і не дуже точний.
- Третій тип заснований на ефекті Доплера: довжина хвилі ультразвукового тиску відбивається частками, які течуть в потоці середовища. Різниця між частотою випромінювального і отриманого сигналу пов'язана з швидкістю середовища.

Зосередимо увагу на описі першого типу, так як він найбільш часто використовується в комерційних механічних вентиляторах (Наприклад, Servo-i від Maquet). Такі ультразвукові витратоміри засновані на тому принципі, що швидкість звуку, що проходить через середовище, збільшується або зменшується з рухом середовища. Для фіксованої відстані між випромінювачем і приймачем транзитний час, що йде за рухом газу зменшується, а проти – збільшується. Властивості ультразвукових перетворювачів, виготовлених з п'єзоелектричного матеріалу і здатних виконувати роль як передавачів, так і приймачів, є фундаментальними для цих витратомірів.

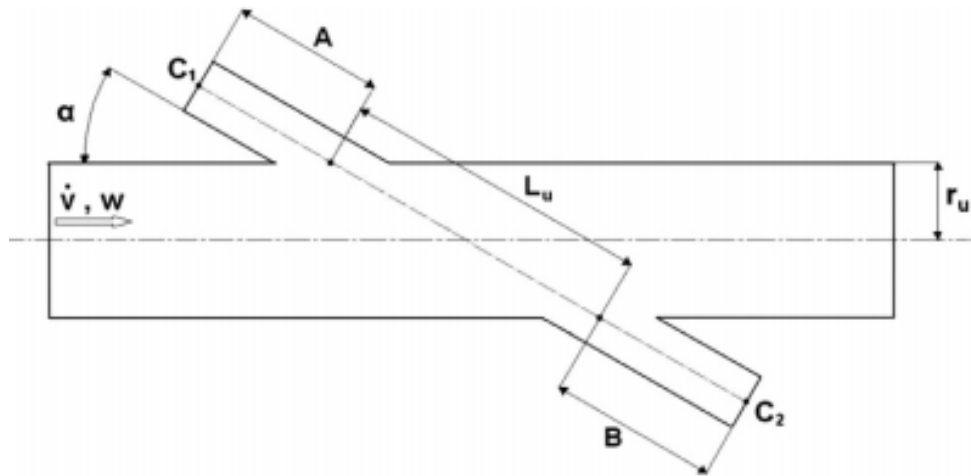


Рисунок 3.4. Схематичне зображення ультразвукового витратоміра.

Рис. 3.4. показує схематичне уявлення: якщо ми представляємо повітропровід з горизонтальною трубкою, пара п'єзoeлектричних перетворювачів (C_1 і C_2) знаходиться на кінцях поперечної трубки, вісь якої лежить під кутом α відносно осі потоку. Перетворювачі генерують ультразвукові сигнали по черзі, і кожен з них поводить як передавач або приймач. Вони повинні знаходитися в тісному контакті з середовищем для досягнення акустичної передачі, і вони повинні працювати в ультразвуковому діапазоні від 40 кГц до 200 кГц.

Різниця в часі транзиту забезпечує непряму міру швидкості газу і, отже, потоку. Тому цей принцип роботи називається «час польоту». З урахуванням Рис.3.4, кожен ультразвуковий імпульс проходить відстані A і B зі швидкістю звуку – c , а відстань – L_u , зі швидкістю $c + w \cos \alpha$ (Якщо звукові хвилі і потік газу поширюються в одному напрямку) або $c - w \cos \alpha$ (якщо звукові хвилі і потік газу мають протилежні напрямки). A та B можна знехтувати, якщо перетворювачі розміщені якомога ближче до повітропроводу.

Щоб описати основну роботу таких витратомірів, вважатимемо, що C_1 генерує послідовність імпульсів з певною частотою, яка приймається C_2 після часу проходження T_1 . Інша послідовність імпульсів згодом випромінюється з C_2 , і застосовується той же принцип. Різниця лише в тому, що швидкість

середовища контрастує з поширенням звуку, збільшуючи час проходження T_2 . Електронна схема ультразвукових витратомірів вимірює різницю між транзитним часом:

$$D(c, w) = T_2 - T_1 = \frac{L_u}{c - w \cos \alpha} - \frac{L_u}{c + w \cos \alpha} = \frac{2L_u w \cos \alpha}{c^2 - w^2 \cos^2 \alpha}, \quad (3.6).$$

Якщо α дорівнює 45° , рівняння (3.6) набуває вигляду:

$$D(c, w) = \frac{4r_u w}{c^2 - w^2/2} \cong \frac{4r_u w}{c^2} \quad (3.7)$$

Таке наближення до діапазону потоку, що зустрічається при штучній вентиляції, є обгрунтованим, оскільки максимальна швидкість потоку становить близько 10% від мінімального значення c . Це призводить до похибки в 1%.

Рівняння (3.7.) дозволяє оцінити об'ємний потік:

$$V(w, c) = \pi \cdot r_u^2 \cdot w = \frac{\pi \cdot r_u \cdot c^2}{4} D \quad (3.8.)$$

і, отже, чутливість S ультразвукового витратоміра :

$$S = \frac{\partial V}{\partial D} = \frac{\pi \cdot r_u \cdot c^2}{4} \quad (3.9.)$$

Відповідно до формули (3.9.), S лінійно залежить від радіуса повітропроводу: збільшення радіусу відповідає пропорційному збільшенню S , з іншого боку, це викликає збільшення об'єму датчика.

Основні переваги описаного типу ультразвукового витратоміра наступні: відсутність механічних частин, незначний пневматичний опір, хороший динамічний відгук і можливість незначної залежності виходу від складу газу і

температури потоку; з іншого боку, вони залишаються менш точними, ніж наведені вище теплові витратоміри.

3.1.5. Волоконно-оптичний датчик потоку.

Принцип дії датчика заснований на вимірюванні поперечного зсуву випромінюючого волоконно-оптичного кантилевера в результаті впливу на нього повітряного потоку (рис. 3.5 а)). Даний тип датчику розроблявся спеціально під немовлят масою до 10 кг, оскільки володіє максимальною точністю при низько швидкісних потоках.

Вимірювальна система заснована на випромінюванні кантилевера з оптичного волокна, що поперечно розміщений в круглій трубі з внутрішнім радіусом $R_f=10\text{мм}$, в якій тече маса повітря, яка надходить від дитячого вентилятора. Випромінювальне волокно прикріплено до його верхньої частини, а його нижній край вільно переміщується і розташовується перед чутливою поверхнею лінійної матриці фотодіодів. Тонкий, плоский цільовий диск з радіусом $R_D=10\text{мм}$ поміщується в середину оптичного волокна, і перпендикулярно напрямку повітряного потоку. Протікаюче повітря створює силу опору потоку на оптичному волокні і на плоскому цільовому диску, викликаючи вигин випромінюючого оптичного волокна; отже, наконечник волокна зміщується на величину, виміряну за допомогою лінійної матриці фотодіодів, вісь якої приблизно вирівняна з напрямком зсуву. Швидкість повітряного потоку потім оцінюється по положенню найбільш освітленого фотодіода на матриці [21].

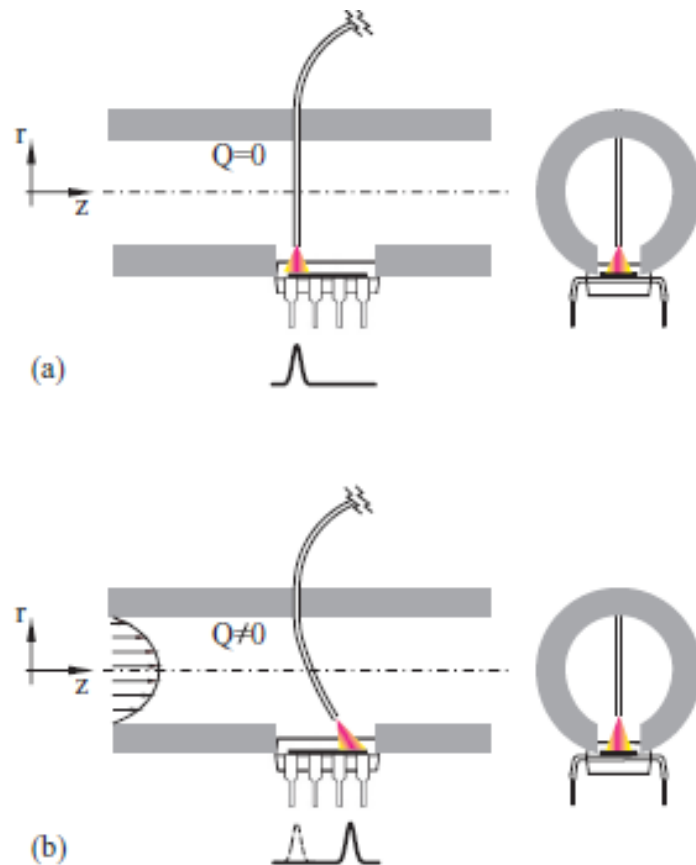


Рисунок 3.5. Схема датчика потоку на оптичному волокні: (а) світло від випромінюючого волокна потрапляє на матрицю фотодіодів, побудовану на інтегральній схемі. При нульовому потоці, максимальна інтенсивність світла має вихідне положення, відповідне максимальному сигналу на фотодіодах; (б) так само, як швидкість потоку Q змінюється, випромінююче волокно згинається і, отже, максимально переміщується зі своєї вихідної позиції вздовж напрямку масиву [21].

Запропонований принцип вимірювання дозволяє безпосередньо кодувати сприйняту інформацію (в даному випадку повітряний потік) в профіль розподілу інтенсивності, і його максимальне значення, яке не залежить від загального рівня освітленості (поки виявлена інтенсивність світла перевищує рівень шуму) і флуктуацію інтенсивності світла. Отже, якщо інтенсивність світла змінюється під час постійного потоку, максимальне значення інтенсивності освітлення змінюється, але залишається найбільш освітлений фотодіод лінійного масиву, який практично не змінюється, підтверджуючи

незалежність вимірюваного потоку від флуктуацій інтенсивності світла. Крім того, типові датчики потоку, які використовуються для вимірювання потоку в неонатальній вентиляції, нагріваються (наприклад, пневмотахографії Fleisch) або мають низьку теплову масу, щоб запобігти погіршенню точності через конденсацію води, викликану зволоженням повітря. Крім цього, принцип виявлення пропонованої вимірювальної системи характеризується несприйнятливістю до змін інтенсивності світла і, отже, може запобігти погіршенню точності пристрою через конденсації.

3.2. Датчики перепаду тиску.

Датчики перепаду тиску використовуються для вимірювання витрати в багатьох пристроях. Потік повітря пропорційний падінню тиску через механічну перешкоду (обмеження) на шляху потоку. Перепад тиску датчик вимірює різницю тисків, і посиляє сигнал на дисплей вентилятора. Контур зворотного зв'язку в контролері вентилятора дозволяє апарату ШВД підтримувати і контролювати бажаний набір умов за об'ємними витратами чи тиском.

В даний час переважна більшість первинних перетворювачів тиску в обладнанні механічної вентиляції відносяться до мікроелектронних, поділяючись на наступні типи: термоанемометричні, термокондуктометричні, тензорезисторні. Перетворювачі зі змінною ємністю існують, але, як правило, вони занадто великі і громіздкі, щоб їх можна було використовувати в обладнанні з механічним вентилятором.

Перетворювачі зі змінною індуктивністю, вимірюють деформацію діафрагми, яка розташована між двома індукційними котушками (індуктивність діафрагми змінюється пропорційно ступеня деформації і, отже, тиску).

Тензодатчики вимірюють зміну опору в деякому компоненті діафрагми, яка змінює струм через ланцюг (наприклад, мостові перетворювачі Уітстона). Їх і розглянемо.

Тензодатчик – мікроелектронний об'єкт, в якому використано п'єзореzystивний елемент. Це означає, що його опір змінюється при зміні прикладеного тиску. В основному, тензодатчик використовує зміну електричного опору матеріалу під механічною напругою для вимірювання тиску.

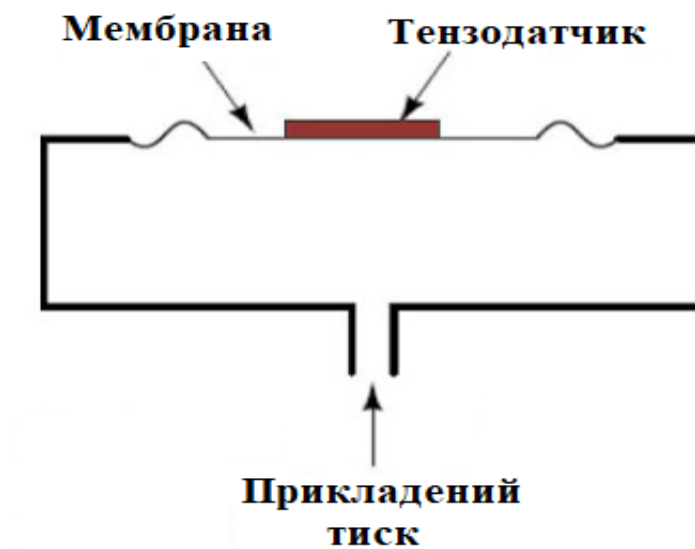


Рисунок 3.6.. Спрощена система розміщення датчика тиску мембрани.

У практичних пристроях, тензометричний датчик монтується на діафрагму. Тиск змушує мембрану деформуватися, що, в свою чергу, викликає зміну опору тензодатчика. Вимірюючи цю зміну опору, ми можемо визначити величину тиску, прикладеного до діафрагми.

Сучасні мікроелектронні технології виробництва первинних перетворювачів дозволяють створювати тензодатчики з кремнію (на противагу металевим попередникам). Кремній володіє дуже лінійними пружними характеристиками у вузькому діапазоні руху і високою стійкістю до перевантаження. У той час як датчик деформації металу внаслідок гістерезису і

наявності залишкової деформації може дати хибне уявлення про продовження роботи після перенапруження.

3.3. Датчики кисню.

В більшості сучасних вентиляторів реалізовано механізм зворотного зв'язку, який контролює концентрацію вдихуваного кисню і пов'язує її з дозуючим клапаном в контурі зворотного зв'язку. Можна виділити два основних типи первинних перетворювачів концентрації кисню в газовій суміші, які описано нижче.

3.3.1. Парамагнітний датчик кисню.

Більшість газів - діамагнетики, вони виштовхуються магнітним полем. Кисень - рідкісний виняток, проявляє сильні парамагнітні властивості, його магнітна сприйнятливість в середньому в п'ятдесят разів вище, ніж у більшості газів. Абсолютним антиподом кисню є азот, його магнітна сприйнятливість близька до нуля. Властивості цих двох газів лежать в основі ряду «парамагнітних методів» визначення концентрації кисню.

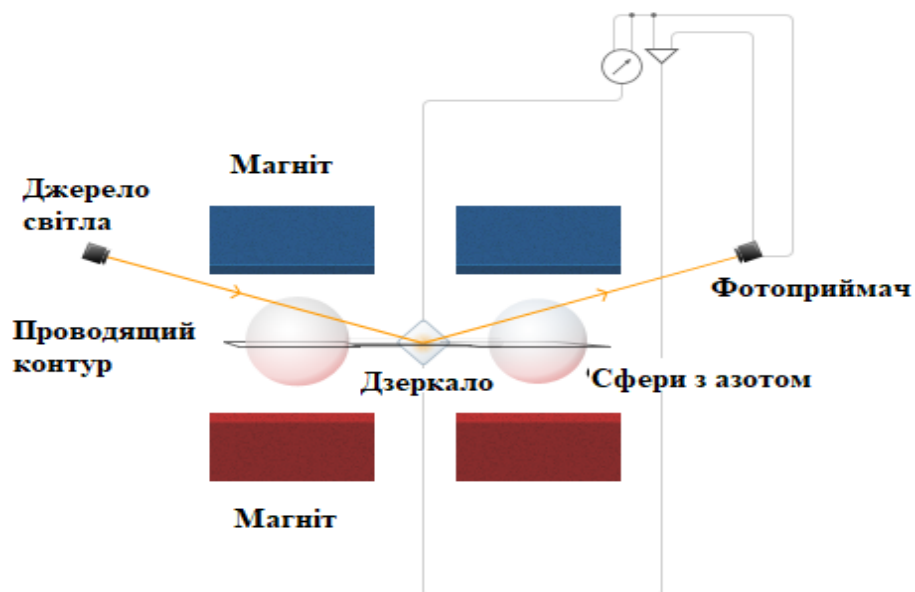


Рисунок 3.7. Принцип дії парамагнітної технології.

Кисень з проби прагне в точки з максимальною магнітною індукцією і виштовхує сфери, зміна положення сфер фіксується фотоприймачем. Фотоприймач в свою чергу пов'язаний з котушкою, нитка від якої намотана на поперечині гантелі. Чим вище сила струму, який потрібно подати, щоб повернути сфери в початкове положення, тим більше кисню в пробі.

Переваги:

- швидкодія, як наслідок простоти вимірювань і малого об'єму вимірювальної комірки,
- лінійність вихідного сигналу,
- відсутність значущого впливу фонових газів,
- можливість роботи з корозійними, агресивними і горючими сумішами,
- відсутність рухомих частин,
- тривалий термін служби.

3.3.2. Гальванічні сенсори.

Гальванічні датчики - це «кисневі осередки», в яких кисень дифундує через мембрану і відновлюється на аноді, створюючи напругу в електричному ланцюзі. Вихідна напруга такого сенсору пропорційна концентрації кисню на аноді. Окислювально-відновна реакція вимагає реагенту, який поступово виснажується, і це означає, що кисневий елемент необхідно регулярно замінювати. В ході тривалого вимірювання, кисневий осередок дрейфує (зменшується, тобто клітина стає менш чутливою до кисню) і потребує повторної калібрування. Фактично, кисневий елемент постійно піддається впливу кисню навіть з кімнатного повітря (той, що в SERVO-і, генерує напругу 10-17 мВ при 21% FiO_2). При 100% FiO_2 термін служби однієї такої комірки становить приблизно 5000 годин.

Недоліком цього типу датчика є його уразливість до вологості і складу газу, а також обмежений термін експлуатації.

3.4. Пульсоксиметр.

Пульсоксиметр зробив революцію в сучасній медицині завдяки своїй здатності безперервно і черезшкірно контролювати функціональне насичення киснем гемоглобіну в артеріальній крові (SaO_2). Пульсоксиметрія настільки широко поширена в медичній допомозі, що її часто вважають ознакою життєво важливих функцій. Важливо розуміти, як функціонує технологія, а також її обмеження, тому що помилкові свідчення можуть привести до небажаних результатів. Часті помилкові тривоги у відділенні інтенсивної терапії можуть також порушити безпеку пацієнтів, відволікаючи тих, хто доглядає за ними. Розпізнати настройки, при яких свідчення пульсоксиметра про насичення киснем (SpO_2) може призвести до помилкових оцінок істинного CaO_2 , потрібне розуміння двох основних принципів пульсоксиметрії: як оксигемоглобін (O_2Hb) відрізняється від дезоксигемоглобіна (HHb), і як SpO_2 розраховується тільки з артеріального відсіку крові [26].

Пульсоксиметрія є двох типів:

- трансмісійна – базується на ефекті пропускання світла, коли світло від світлодіоду проходить крізь тканини й реєструється фотодетектором;
- рефракційна – базується на ефекті відбиття світла, тобто коли світло відбивається від тканин.

Трансмісійна пульсоксиметрія базується на тому принципі, що O_2Hb і HHb по-різному поглинають червоне і ближній інфрачервоне (ІК) світло. На щастя, O_2Hb і HHb мають значні відмінності в поглинанні при червоному і ближньому ІЧ-світлі, тому що ці дві довжини хвилі добре проникають в тканини, тоді як синій, зелений, жовтий і дальній ІЧ-промені значно поглинаються несудинними тканинами і водою. O_2Hb поглинає більшу кількість інфрачервоного світла і меншу кількість червоного світла, ніж HHb ; це узгоджується з досвідом - добре насичена киснем кров з більш високими концентраціями O_2Hb виглядає яскраво-червоним для ока, тому що він розсіює

більше червоного світла, ніж Hb . З іншого боку, Hb поглинає більше червоного світла і виглядає менш червоним. Використовуючи цю відмінність у властивостях поглинання світла між O_2Hb і Hb , імпульсні оксиметри випромінюють дві довжини хвилі світла: червоний на 660 нм і ближній ІЧ-діапазон на 940 нм від пари невеликих світлодіодів, розташованих в одній руці зонда. Світло, яке проходить через палець, потім детектується фотодіодом на протилежному плечі зонду (Рис.3.8.); тобто відносна кількість червоного і поглиненого інфрачервоного світла використовуються пульсовим оксиметром, для остаточного визначення частки Hb , пов'язаної з киснем.

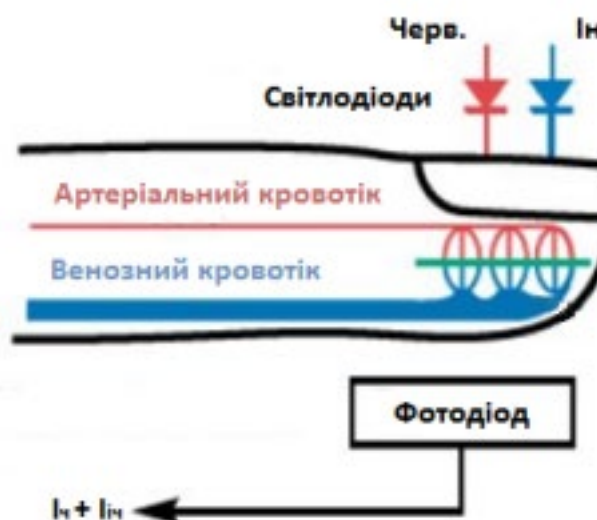


Рисунок 3.8. Принцип реєстрації сигналу пульсоксиметрії [24]

Останнім часом були розроблені датчики рефракційного типу пульсоксиметрії, в яких використовується технологія відбивної здатності. Датчик відбивної здатності має компоненти випромінювача і детектора, що розташовані поруч один з одним, тому насичення киснем оцінюється по відбитому світлі, а не по світлу, що проходить. На відміну від трансмісійних у них ряд переваг: можна використовувати з нафарбованими, накладними нігтями, необов'язково датчики повинні бути один навпроти одного.

Причина, по якій датчики пульсового оксиметру встановлюють на палець, ніс, мочку вуха і лоб, полягає в тому, що шкіра в цих областях має

набагато більш високу щільність судин, ніж, наприклад, шкіра стінки грудної клітки. Багаторазові трансмісійні зонди (палець, ніс, вухо) і рефракційні (палець, лоб) є двома основними типами пульсових оксиметричних датчиків.

Переваги трансмісійних зондів - це швидкість, з якою вони можуть бути використані, легкість, з якою можна відбирати проби на різних ділянках тіла в разі хвиль низької амплітуди, і економічна ефективність в амбулаторних умовах, де кілька пацієнтів можуть бути виміряні послідовно за допомогою одного зонда . тому що тільки одне читання SpO_2 необхідно.

Перевагами рефракційних зондів для одного пацієнта є потенційно менша передача внутрішньо лікарняних інфекцій, більш безпечне розміщення при надмірному переміщенні пацієнта і можливість моніторингу ділянок, відмінних від акральних областей, оскільки вони більш уразливі для вазоконструкції.[25]

3.5. Висновки до розділу.

Механічні апарати ШВЛ повинні точно доставляти необхідну кількість газів, щоб уникнути збільшення числа випадків пошкодження легенів, викликаного надмірною роботою вентилятора. Витратоміри, вбудовані в вентилятори, забезпечують зворотній зв'язок практично в реальному часі, який корисний для регулювання потоків і об'ємів газу, що доставляється в легені пацієнта.

Отже, витратоміри повинні виконувати точні і швидкі вимірювання. Ця вимога є особливо складною через декілька критичних проблем, таких як широкий діапазон вимірювань, зміни в складі газу, іноді конденсація пари, адекватний динамічний відгук і низький пневматична опір. Через ці метрологічно та експлуатаційно строгі вимоги використовуються тільки декілька видів витратомірів.

Мікромеханічні датчики мають величезний потенціал завдяки сучасній мікроелектронній груповій технології виготовлення, низькому

енергоспоживанню, надійності і довготривалій стабільності характеристики перетворення, широкому динамічному діапазону, точності і невеликим розмірам. Крім того, безперервний стрімкий розвиток тривимірних технологій мікровиробництва дозволяє їх інтегрувати зі схемами обробки і мінімізує розміри вимірювальної системи в цілому. Ці цінні властивості роблять їх експлуатацію привабливими і мотивують зростаючий науковий і практичний інтерес до мікроелектронних технологій.

Найбільш масово використовуваними сенсорами перепаду тиску є диференційний тип з термо- та тензо- чутливими елементами. Названі сенсори традиційно розташовують в трьох конструктивно критичних каналах апарату ШВЛ: дихальний шлях, шлях видиху і проксимальний шлях потоку.

Для контролю кисню у апаратах ШВЛ зазвичай використовують електрогальванічні датчики, які іноді називають “одноразовими датчиками кисню”. Головними плюсами цього типу датчика є його точність і швидкість виміру. Вони можуть виявляти наявність кисню в газі від 0-100%. Недоліками є їх уразливість до вологості, чутливість до інших газів, обмежений термін експлуатації та як результат - необхідність заміни з перекалібруванням вимірювального каналу.

4. ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА.

4.1.Визначення прокачаних через перетворювач об'ємів шляхом інтегрування.

Вентиляція легень забезпечується перепадом тиску між атмосферним і внутрішнім тиском людини. На схематичному зображенні будови дихального апарату людини (рис. 4.1.) P_1 , P_2 , P_3 – тиск повітря атмосфери, у легенях та плевральній порожнині відповідно.

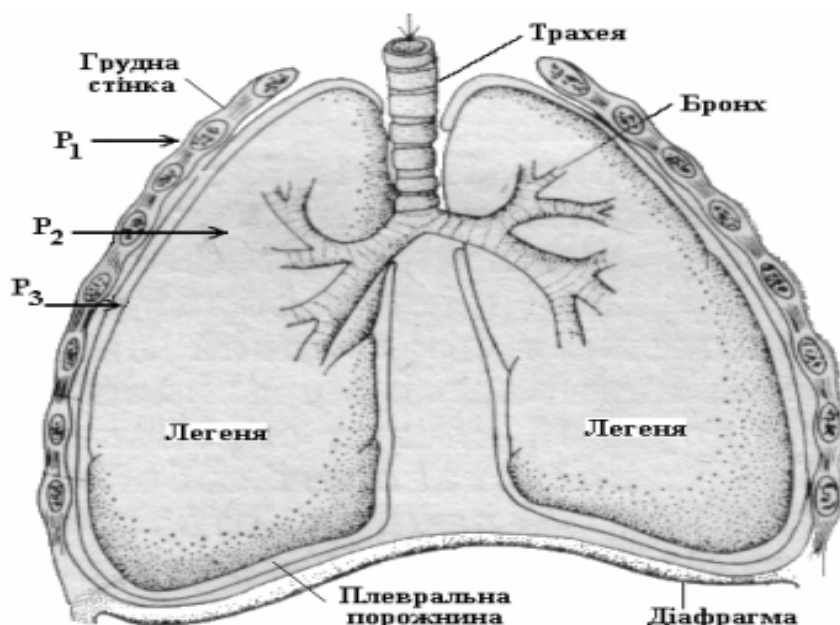


Рисунок 4.1. Схематичне зображення апарату дихання людини [23].

Динаміка тиску у легенях та всередині плеврального мішка під час дихання людини показана нижче на рис.4.2. У медичній практиці найбільш поширений метод обстеження апарату дихання людини пов'язаний з вимірюванням об'ємно-швидкісних показників – спірографія. За цим методом визначають, зокрема, легеневі об'єми, що залежать від положення грудної клітки. Сучасна техніка спірографії відрізняється передачею деяких функцій апаратних засобів програмним. Швидкісні та часові показники процесу дихання вимірюються за допомогою пневмотахометра, а об'єми обчислюються

програмними засобами методами інтегрування змінних в часі потоків. Вимірювання швидкісних показників відбувається за допомогою пневмотахометра (принцип його роботи розглядався в розділі 3.1.3.).

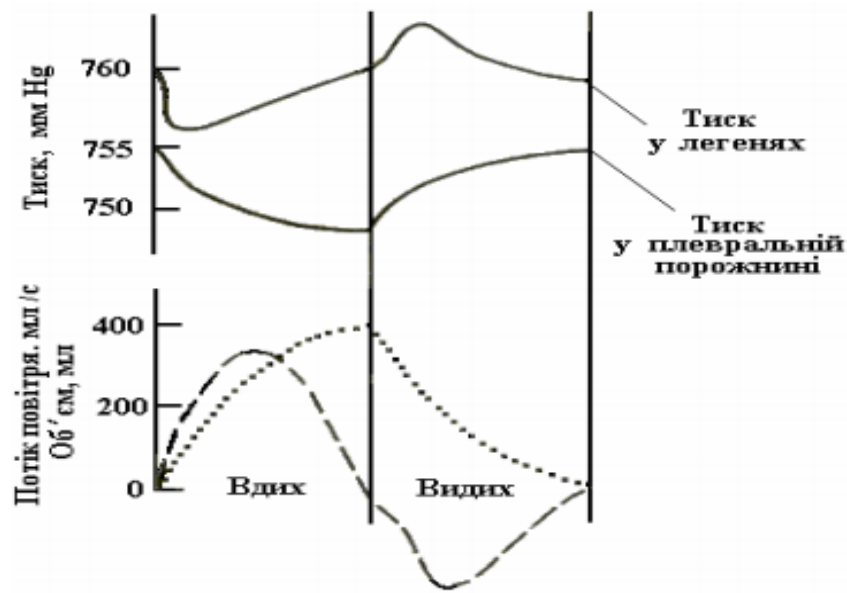


Рис.4.2. Динаміка тиску у легенях та плевральній порожнині, а також швидкість руху повітря і зміна об'єму легенів [23].

Обчислення об'ємів повітря V ґрунтується на відомому законі Пуазейля для ламінарного потоку в трубці:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\pi r^4}{8\mu L} \Delta P, \quad (4.1.)$$

де dV/dt – об'ємна швидкість руху повітря, r – радіус трубки, μ - в'язкість повітря, L - довжина трубки, за співвідношенням:

$$V = k \int_{t_1}^{t_2} \Delta P(t) dt, \quad (4.2.)$$

де k -константа приладу, яка визначається під час калібрування, t_2-t_1 - проміжок часу вимірювання.

Для медичної діагностики, окрім швидко-об'ємних характеристик, важливе значення мають оцінки аеродинамічного опору системи дихання людини. Дихання належить до повільних процесів, тому в ньому основну роль відіграють пружні властивості елементів дихальної системи, що змінюють свої розміри та положення. Перепад тисків P між атмосферою і легенями, який забезпечує дихання, створюється за рахунок роботи м'язів дихального апарату, внаслідок чого відбувається зміна розмірів і положення елементів дихального апарату, а також долається тертя повітря під час дихання [23]:

$$P = f_1 V + f_2(dV/dt) + f_3(d^2V/dt^2) , \quad (4.3.)$$

де $f_1 = 1/C$, C – розтяжність апарату дихання, f_2 – втрати на тертя, пов'язані, в основному, з рухом повітря, f_3 – втрати на подолання інерції елементів апарату дихання, V , dV/dt , d^2V/dt^2 - об'єм, об'ємна швидкість та прискорення руху повітря. Третім членом рівняння (4.3.), який враховує інерційні властивості елементів дихального апарату, нехтують внаслідок повільності дихання.

4.2. Перетворювач швидкості газового потоку.

Щоб виміряти швидкість потоку, використовуватимемо датчик перепаду тиску фіри First Sensor типу LDE (принцип роботи даного датчика потоку розглядався в розділі 3.1.3.).

Датчики LDE засновані на кремнієвому сенсорному чипі розміром усього близько 4 мм^2 (0,006 дюйма), який містить канал мікропотуку і чутливий елемент. Конструктивно інтегруючи мініатюрний потокоформуєчий канал на рівні мікросхеми відповідно до Рис. 4.3, сенсори тиску моделі LDE / LME / LMI від First Sensor можуть досягати дуже високого пневматичного опору до $200\,000 \text{ Па} / (\text{мл} / \text{с})$, що в 1000 разів більше вище, ніж зіставні датчики [22].

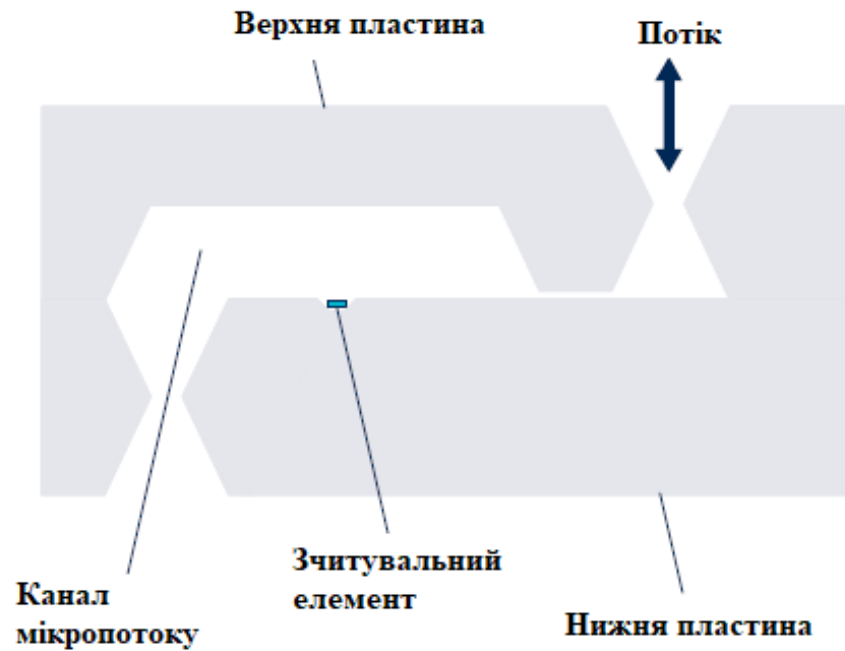


Рисунок 4.3. Конструкція первинного перетворювача сенсора перепаду тиску моделі LDE (поперечний переріз) [22].

Штучне обмеження потоку, наприклад, за допомогою перегородки, діафрагми або ламінаризуючого елемента в потоці викликає падіння тиску, яке є мірою об'ємної витрати і може бути зареєстровано за допомогою сенсору диференційного тиску (Рис. 4.4.).

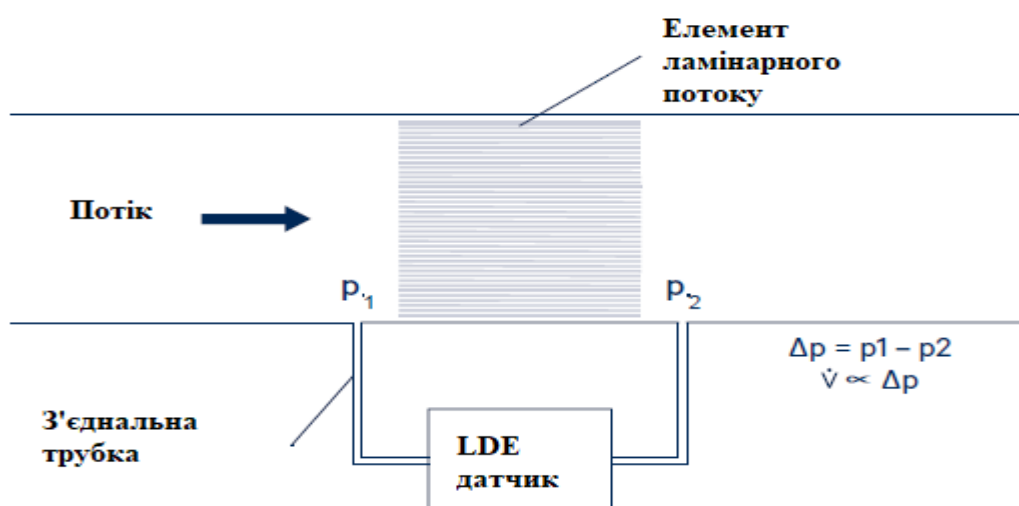


Рисунок.4.4. Типова установка вимірювання об'ємної витрати з датчиком перепаду тиску [22]

Оскільки дихальний потік містить значну кількість вологи в потоці, температура якого часто вище навколишнього середовища, це може привести до конденсації всередині пристрою. Краплі води можуть конденсуватися на стінках трубопроводу в байпасній лінії або в самому датчику. Якщо краплі перевищують певний розмір або накопичуються в більш великі краплі, це може змінити пневматичні характеристики перетворення сполучних трубок і датчика.

Це може привести до помилкового вихідного сигналу датчика і втрати калібрування датчика. У гіршому випадку канали потоку будуть повністю заблоковані, що призведе до повної відмови датчика. Датчики тиску LDE від First Sensor мають високу стійкість до впливу вологи завдяки рекордно високому пневматичному опору потоку внутрішнього каналу, в результаті через перетворювач і його сполучні трубки прокачується незначна частина вимірюваного потоку. Це означає, що загальна кількість вологого повітря, яке тече через обвідний канал при вимірюванні об'ємної витрати і може потенційно конденсуватися, зменшується до абсолютного мінімуму в порівнянні зі звичайними датчиками тиску на основі потоку [22].

ВИСНОВКИ

В даній роботі були проаналізовані мікроелектронні первинні перетворювачі для апарату штучної вентиляції легень. Мікроелектронні первинні перетворювачі на сучасному рівні їх розробки та виробництва мають незаперечні переваги завдяки сучасній мікроелектронній груповій технології виготовлення, низькому енергоспоживанню, надійності і довготривалій стабільності характеристики перетворення, широкому динамічному діапазону, точності і невеликим розмірам. Стрімкий розвиток тривимірних технологій виробництва мікромеханічних систем дозволяє інтегрувати сенсори зі схемами обробки і мінімізує розміри вимірювальної системи в цілому. Ці особливості роблять їх застосування в апаратах ШВЛ привабливими і мотивують зростаючий науковий і практичний інтерес до нових розробок первинних перетворювачів медичного призначення із використанням мікроелектронних технологій

В першому розділі було описано основні метрологічні характеристики апарату ШВЛ. Розглянуто рівняння сил для системи “апарат ШВЛ – пацієнт”, на основі якого створено програми керування показниками вентиляції. Ці програми умовно поділені на три групи: базові(контроль зосереджений на тому, що відбувається в одному дихальному циклі), стратегічні(установки динамічні, тобто можуть змінюватися залежно від бажаної моделі продуктивності), інтелектуальні(в якому оператор може бути виключений із процесу підтримання оптимального режиму).

В другому розділі розглядалась структурна схема апарату ШВЛ. Описані головні комплектуючі сучасного апарату і їхню роль в роботі пристрою. Основне завдання комплектуючий є полягає в змішуванні заданих пропорцій повітря і кисню, очищенні і зволоженні їх, подачі під позитивним тиском в дихальні шляхи хворого згідно певного алгоритму. При цьому, апарат ШВЛ повинен здійснювати контроль безпеки всіх виконаних ним дій.

В третьому розділі, розглянуті головні датчики для контролю параметрами подачі та контролю газової суміші в пацієнта. Такі датчики, повинні відповідати суворим вимогам з точки зору як динамічних (тобто, адекватної частотної характеристики і короткого часу відгуку), так і статичних (тобто, точністю і високою чутливістю до зміни діапазону) метрологічних характеристик.

В практичній частині, розглядається канал об'ємних витрат повітря з використанням сенсору диференціального тиску, та з можливістю визначення прокачаних через перетворювач об'ємів шляхом інтегрування. Макет складається з первинного перетворювача від First sensors (моделі LDE), вторинний перетворювач та плата збору/аналізу інформації від National Instruments Model NI USB 2009, програмне забезпечення - LabVIEW, і еталонний поршневий об'єм 1 літр.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. K. Behbehani, Mechanical ventilation, in: J.D. Bronzino (Ed.), The Biomedical Engineering Handbook, Boca Raton, FL, 2000.
2. “Mechanical ventilation: past lessons and the near future” 12 march 2013 John J Marini
3. Drinker P, McKhann CF: The use of a new apparatus for the prolonged administration of artificial respiration. JAMA 1929,
4. А.С. Горячев, И.А. Савин “Основы ИВЛ” \ «Медиздат» москва 2009, ISBN 978-5-902943-10-5.
5. Chang D W Clinical Application of Mechanical Ventilation by David W. Chang 3d Edition 2006.
6. Chatburn R L Fundamentals of Mechanical Ventilation: A Short. Cleveland Heights 2003, ISBN 0-9729438-3-8.
7. Course on the Theory and Application of Mechanical Ventilators by Robert L. Chatburn 2nd Edition 2004.
8. “Computer Control of Mechanical Ventilation” Robert L Chatburn Daedalus Enterprises may 2004 vol 49.
9. “Побудова системи штучної вентиляції легень” О.К. Боділовський, А.О. Попов \ Электроника и связь : научно-технический журнал. – 2012. – № 4(69). – С. 28–32
10. “Практический курс ИВЛ” Царенко С.В. 2007р. ISBN: 5-225-03892-1
11. Trends in mechanical ventilation: are we ventilating our patients in the best possible way?. Режим доступа - <https://breathe.ersjournals.com/>
12. United States Patent \ Lampotang et al. Patent Number: 5,887,611. Mar. 30, 1999.
13. Механическая вентиляция легких. / О. Е. Сатишур. — М.: Мед. лит., 2006.— 352 с. ISBN 5-89677-034-0

14. Schena, E., Massaroni, C., Saccomandi, P., & Cecchini, S. (2015). "Flow measurement in mechanical ventilation: A review." *Medical Engineering & Physics*, 37(3), 257–264.
15. Ho YS, Leung TP. "Performance of conical entrance orifice plates at low Reynolds numbers". 1985;6:122–5.
16. Orifice flowmeters [Електронний ресурс]. Режим доступу <http://thermopedia.com/content/1006/>.
17. Sensors for monitoring mechanical ventilation [Електронний ресурс]. Режим доступу <https://derangedphysiology.com/main>.
18. "Monitoring Respiratory Mechanics During Mechanical Ventilation: Where Do the Signals Come From?" Warren G Sanborn January 2005, vol 50.
19. The Fleisch Pneumotachograph [Електронний ресурс]. Режим доступу <https://vitalograph.com/education/fleisch>
20. CMOSens® Technology for Gas Flow and Differential Pressure [Електронний ресурс]. Режим доступу <https://www.sensirion.com/>
21. "An air flow sensor for neonatal mechanical ventilation applications based on a novel fiber-optic sensing technique" L. Battista, S. A. Sciuto, and A. Scorza, 2013 American Institute of Physics.
22. Flow sensors [Електронний ресурс]. Режим доступу www.first-sensor.com
23. "Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики" Сторчук Є.В., Матвійчук Я.М. Львів, 2009р., 216 стр.
24. "Модельовання сигналу сатурації артеріальної крові киснем" О.К. Боділовський НТУУ "КПІ" 16.11.2012 р.
25. "Pulse oximetry" Amal Jubran 16 Jule 2015 . Електронний ресурс: <https://link.springer.com/>
26. "Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations". Електронний ресурс: <https://www.sciencedirect.com/>